



UNIVERSIDADE DA CORUÑA



Escuela Politécnica Superior



Trabajo Fin de Grado

Grado en Tecnologías Industriales

SIMULACIÓN Y ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA COLUMNA VERTEBRAL HUMANA

Autor:

Víctor Caínzos López

Fecha:

Septiembre 2017



UNIVERSIDADE DA CORUÑA



Escuela Politécnica Superior



Trabajo Fin de Grado

Grado en Tecnologías Industriales

SIMULACIÓN Y ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA COLUMNA VERTEBRAL HUMANA

Autor:

Víctor Caínzos López

Tutor:

Manuel López López

Fecha:

Septiembre 2017

Agradecimientos

Me gustaría agradecer a todas aquellas personas que me han dado su apoyo y me han ayudado durante el proceso de escritura de este trabajo.

Gracias a mi tutor de la Escuela Politécnica Superior de Ferrol, Manuel López López, por haber supervisado con detalle todos los progresos y haber marcado las directrices de mi trabajo.

Resumen

En este trabajo se realiza un estudio de la columna vertebral, más concretamente del conjunto vértebra + disco intervertebral + vértebra, correspondiente a las vértebras L1, L2 y su disco intervertebral. El estudio va dirigido al análisis del comportamiento tensional cuando se levantan objetos de diferente tamaño y con diferentes posiciones de la columna vertebral, ya sea flexionada o extendida.

Se realiza una introducción teórica con los principales conceptos anatómicos y biomecánicos de la columna lumbar, prestando especial atención a los aspectos más representativos y funcionales.

Todos los cálculos y los resultados se obtienen con el programa ABAQUS, que usa el método de elementos finitos para realizar sus operaciones, por lo que se desarrolla una explicación sobre el funcionamiento de ambos.

Los procedimientos llevados a cabo para resolver este estudio son explicados detalladamente, junto con la interpretación de los resultados y las conclusiones referentes.

Palabras clave: análisis biomecánico, modelado por elementos finitos, columna lumbar

Resumen

Neste traballo realízase un estudo da columna vertebral, máis concretamente do conxunto vértebra + disco intervertebral + vértebra, correspondente ás vértebras L1, L2 e ao seu disco intervertebral. O estudo vai dirixido ao análise do comportamento tensional cando se levantan obxectos de diferente tamaño e con diferentes posicións da columna vertebral, ben sexa flexionada o estendida.

Realízase una introducción teórica cos principais conceptos anatómicos e biomecánicos da columna lumbar, prestando especial atención aos aspectos máis representativos e funcionais.

Todos os cálculos e os resultados obtéñense co programa ABAQUS, que usa o método dos elementos finitos para realizar as súas operacións, polo que se desenvolve una explicación sobre o funcionamento de ambos.

Os procedementos levados a cabo para resolver este estudo son explicados detalladamente, xunto coa interpretación dos resultados e as conclusións referentes.

Palabras clave: análise biomecánico, modelado por elementos finitos, columna lumbar

Abstract

This work is performed a study of the vertebral spine, more concretely of the ensemble of the vertebra + intervertebral disc + vertebra, corresponding to the vertebrae L1, L2 and its intervertebral disc. The study is directed to the analysis of the tensional behavior when lifting objects of different size and with different positions of the spine, either flexed or extended.

A theoretical introduction is made with the main anatomical and biomechanical concepts of the lumbar spine, paying special attention to the most representative and functional aspects.

All calculations and results are obtained with the ABAQUS program, which uses the finite element method to perform its operations, so an explanation is developed for the operation of both.

The procedures carried out to solve this study are explained in detail, together with the interpretation of the results and the related conclusions.

Keywords: Biomechanical analysis, finite element modeling, lumbar spine

Índice General

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS.....	13
Antecedentes	14
Objetivos	15
Estructura del trabajo.....	16
CAPÍTULO 1. ANATOMÍA DE LA COLUMNA LUMBAR.....	17
Introducción	18
Vértebras.....	18
Discos intervertebrales.....	19
Ligamentos	20
Músculos	22
CAPÍTULO 2. BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA LUMBAR	30
Introducción	31
Segmento de movimiento: unidad funcional de la columna vertebral.....	31
Cinemática.....	36
Cinética.....	41
CAPÍTULO 3. INTRODUCCIÓN AL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS.....	48
Definición	49
Descripción.....	49
Fases computacionales.....	50
Software utilizado	51
CAPÍTULO 4. MODELO NUMÉRICO.....	54
Introducción	55
Objetivo	55
Método.....	55
Escenario de Validación.....	58
Escenario de Estudio	59
CAPÍTULO 5. RESULTADOS Y CONCLUSIONES	62
Validación del Modelo.....	63
Resultados obtenidos	63
Discusión de resultados.....	74
Conclusiones.....	81

BIBLIOGRAFÍA	82
ARTÍCULOS.....	83
WEBS	84
LIBROS	84

Índice de Ilustraciones

Ilustración 1: Vértebra [16]	19
Ilustración 2: Núcleo pulposo y Anillo fibroso [17]	20
Ilustración 3: Ligamentos vertebrales (sección) [15]	21
Ilustración 4: Ligamentos vertebrales [18].....	22
Ilustración 5: Musculatura erectora profunda [15].....	23
Ilustración 6: Musculatura erectora superficial [15].....	24
Ilustración 7: Recto y Transverso del abdomen [15].....	25
Ilustración 8: Oblicuo interno [15]	26
Ilustración 9: Oblicuo externo [15].....	27
Ilustración 10: Psoas [15]	28
Ilustración 11: Gluteos, Piramidal y Obturadores [15].....	29
Ilustración 12: Segmento de movimiento [32].....	32
Ilustración 13: Cuerpo vertebral (sección) [32].....	33
Ilustración 14: Orientación de la superficie articular [32].....	35
Ilustración 15: Amplitud de movimiento segmentos individuales (Grados) [32]	37
Ilustración 16: Línea de gravedad [32]	42
Ilustración 17: Inclínación de la pelvis [32]	43
Ilustración 18: Presión del disco según la posición del respaldo y el soporte [32]	45
Ilustración 19: Discretización de un sólido [19]	49
Ilustración 20: CASO A (Izquierda) y CASO B (derecha) [18]	60
Ilustración 21: CASO C (izquierda) y CASO D (derecha) [18]	61
Ilustración 22: Tensión L1 (CASO A)	64
Ilustración 23: Tensión L2 (CASO A)	64
Ilustración 24: Tensión Disco (CASO A)	65
Ilustración 25: Desplazamiento L1 (CASO A).....	65
Ilustración 26: Desplazamiento Disco (CASO A).....	66
Ilustración 27: Tensión L1 (CASO B)	66
Ilustración 28: Tensión L2 (CASO B)	67
Ilustración 29: Tensión Disco (CASO B)	67

Ilustración 30: Desplazamiento L1 (CASO B)	68
Ilustración 31: Desplazamiento Disco (CASO B)	68
Ilustración 32: Tensión L1 (CASO C)	69
Ilustración 33: Tensión L2 (CASO C)	70
Ilustración 34: Tensión Disco (CASO C)	70
Ilustración 35: Desplazamiento L1 (CASO C)	71
Ilustración 36: Desplazamiento Disco (CASO C)	71
Ilustración 37: Tensión L1 (CASO D)	72
Ilustración 38: Tensión L2 (CASO D)	72
Ilustración 39: Tensión Disco (CASO D)	73
Ilustración 40: Desplazamiento L1 (CASO D)	73
Ilustración 41: Desplazamiento Disco (CASO D)	74

Índice de Tablas

Tabla 1: Porcentaje de amplitud de movimiento en actividades diarias [32].....	38
Tabla 2: Porcentajes relativos de la presión intradiscal [32].....	44
Tabla 3: Propiedades de las secciones	56
Tabla 4: Desplazamientos Tsouknidas.....	58
Tabla 5: Comparación desplazamientos.....	63
Tabla 6: Inclinação Flexión	75
Tabla 7: Tensiones y desplazamiento L1	76
Tabla 8: Tensiones y desplazamiento L2	77
Tabla 9: Tensiones y desplazamiento Disco	79

Índice de Gráficos

Gráfico 1: Fuerza-Desplazamiento calculado y experimental Tsouknidas [14].....	58
Gráfico 2: Inclinación Flexión	75
Gráfico 3: Tensión máxima L1	76
Gráfico 4: Tensión mínima L1	76
Gráfico 5: Desplazamiento máximo L1.....	77
Gráfico 6: Tensión máxima L2	78
Gráfico 7: Tensión mínima L2.....	78
Gráfico 8: Desplazamiento máximo L2.....	79
Gráfico 9: Tensión máxima Disco	80
Gráfico 10: Tensión mínima Disco	80
Gráfico 11: Desplazamiento máximo Disco.....	81

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

- Antecedentes
- Objetivos
- Estructura del trabajo

Antecedentes

Los modelos tridimensionales de elementos finitos que representan partes funcionales de la columna vertebral se han presentado repetidamente en los últimos años para simular la respuesta biomecánica de las unidades espinales (Schmidt et al., 2013; Dreischarf et al., 2013; Wagnac et al., 2012) [1] [2] [3] o para investigar el tratamiento experimental (Chen et al., 2012; Faizan et al., 2012) [4] [5].

Se han desarrollado diversos modelos detallados de la columna cervical (DeWit et al., 2012) [6] y lumbar (Berjano et al., 2015) [7] que se han utilizado principalmente para investigar la respuesta cinemática de la columna en escenarios de impacto y proporcionar una visión de los mecanismos y los umbrales de lesión a través de la respuesta a nivel de tejido. Estas regiones vertebrales resultan de gran interés en este tipo de estudios debido al grado de movilidad funcional que presentan.

También se encuentran modelos que simulan la columna torácica, y que orientan su estudio hacia el tratamiento quirúrgico traumático (Cahill et al., 2012) [8].

Se han empleado varios métodos para obtener las características geométricas deseadas (Niemeyer et al., 2012) [9]. Entre ellos destacan los procedimientos con imágenes; desde la tomografía computarizada (TC) (Kopperdahl et al., 2014) [10], que utiliza un equipo especial de rayos X, hasta los escáneres láser, basados en la generación de una nube de puntos (Ibarz et al., 2012) [11] y la resonancia magnética, que utiliza imanes y ondas de radio (MRI) (Stoner, 2017) [12].

Estas técnicas facilitan la extracción de la información geométrica al tiempo que comparan favorablemente términos de procesamiento de datos y determinación de defectos inherentes.

Objetivos

El objetivo principal de este trabajo es desarrollar un modelo numérico mediante el Método de Elementos Finitos que permita realizar un estudio tensional del conjunto vértebra + disco intervertebral + vértebra.

Para alcanzar el objetivo principal se pretenderá:

- Conocer los conceptos básicos de la anatomía y biomecánica de la columna lumbar que favorezcan el desarrollo del estudio y la interpretación de los resultados.
- Obtener los conocimientos adecuados de ABAQUS con el fin de desarrollar un modelo numérico lo más apto posible.

Estructura del trabajo

Este trabajo se desarrolla en un total de siete partes: una introducción al trabajo, cinco capítulos de contenido y las referencias y bibliografía correspondientes. Constan de la siguiente información:

1.) Introducción y objetivos

Se describen los antecedentes al presente trabajo, junto con el objetivo principal y los objetivos secundarios necesarios para llevarlo a cabo.

2.) Anatomía de la columna lumbar

Una introducción teórica de todos los conocimientos necesarios para desarrollar y que ayudan a entender mejor este trabajo, desde el punto de vista anatómico.

3.) Biomecánica de la columna lumbar

Una introducción teórica de todos los conocimientos necesarios para desarrollar y que ayudan a entender mejor este trabajo, desde el punto de vista biomecánico.

4.) Introducción al Método de los elementos finitos

Se explica brevemente qué es y en qué consiste el Método de los Elementos Finitos. Y se describe el funcionamiento del software utilizado: ABAQUS.

5.) Modelo numérico

Incluye la explicación del procedimiento llevado a cabo para el desarrollo del modelo y el planteamiento de los escenarios de validación y de estudio.

6.) Resultados y Conclusiones

Se presentan los resultados obtenidos en ABAQUS junto con la interpretación de los mismos y las conclusiones.

7.) Bibliografía

Se presentan todas las referencias y fuentes bibliográficas utilizadas.

CAPÍTULO 1. ANATOMÍA DE LA COLUMNA LUMBAR

- Introducción
- Vértabras
- Discos intervertebrales
- Ligamentos
- Músculos

CAPÍTULO 1. ANATOMÍA DE LA COLUMNA LUMBAR

Introducción

La columna lumbar es la tercera región principal de la columna vertebral. Está constituida por cinco vértebras con una estructura muy robusta, debido al gran peso que tienen que soportar. Entre cada una se encuentran los discos intervertebrales, que ayudan a absorber la presión, distribuir la tensión y evitar que las vértebras se raspen entre sí.

La curvatura que dispone al segmento vertebral, como es el lumbar, con una convexidad anterior o ventral y una concavidad posterior o dorsal, se conoce con el nombre de lordosis.

En este capítulo se describirán las estructuras, formas y relaciones de las diferentes partes de que componen la columna lumbar. La información en este capítulo se ha seleccionado para lograr una comprensión de algunos aspectos fundamentales de la anatomía de la columna lumbar, como son: las vértebras, los discos intervertebrales, los ligamentos y los músculos.

Vértebras

Las vértebras lumbares son los segmentos más macizos de la columna vertebral, tanto más voluminosas cuanto más abajo estén situadas en la columna lumbar.

Consisten anteriormente en un cuerpo vertebral y posteriormente en un arco, el cual soporta siete apófisis. Entre ellos se forma el agujero o foramen raquídeo, por donde discurre la médula espinal.

Cada vértebra se caracteriza por tener:

- Cuerpo: se caracterizan por presentar un cuerpo vertebral grueso en comparación con otras vértebras, más ancho de lado a lado que de adelante a atrás y más grueso en la sección anterior que la posterior. Las superficies superior e inferior son planas o ligeramente cóncavas, por detrás son cóncavas y constreñidas en el frente y los lados.

- Foramen: el agujero raquídeo tiene forma triangular, siendo más largo que las vértebras torácicas, pero más pequeñas que las cervicales. Los pedículos son muy fuertes, dirigidas hacia atrás, y cambian su morfología desde la primera vértebra hasta la última lumbar:

- Una apófisis espinosa: de forma cuadrilátera.

- Dos apófisis transversas: se denominan "Apéndices Costiformes" (homólogos de las costillas Torácicas y/o Dorsales).

- Cuatro Apófisis articulares: 2 superiores y 2 inferiores. En la apófisis articular superior existe un mamelón óseo llamado apófisis mamilar. La disposición cóncava de las apófisis articulares permite mayores movimientos a ese nivel.

- Dos láminas vertebrales: son procesos óseos que conectan las apófisis espinosas de los pedículos y forman la porción posterior del agujero raquídeo. Son estructuras fuertes, cortas, amplias y con forma cuadrilátera. En la región lumbar superior son más altas que anchas, mientras que en las vértebras lumbares inferiores, son más anchas que altas.

-Dos Pedículos: de notable grosor. Conecta las apófisis transversas y articulares con el cuerpo vertebral.

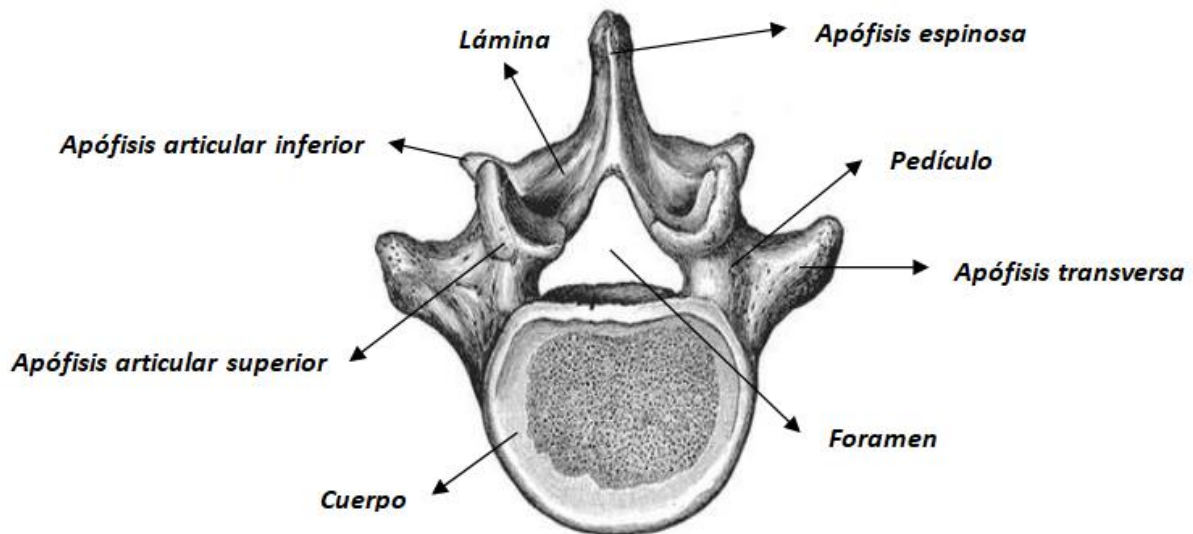


Ilustración 1: Vértebra [16]

Discos intervertebrales

Cada una de las almohadillas que separan las vértebras de la columna vertebral. Constituyen un amortiguamiento cartilaginoso que organiza y permite ligeros movimientos de las vértebras y actúa como un ligamento que las mantiene juntas. El disco intervertebral es espeso, ocupando un tercio del cuerpo vertebral, lo que confiere movilidad.

Está compuesto por dos partes:

-Núcleo pulposo: es la parte central, de tipo gelatinosa. Absorbe fuerzas de compresión entre las vértebras

-Anillo fibroso: formado por un anillo externo de colágeno, que rodea a una zona más amplia de fibrocartílago, de forma que limita la rotación entre vértebras. El anillo fibroso es en realidad un ligamento especial que conecta dos vértebras juntas.

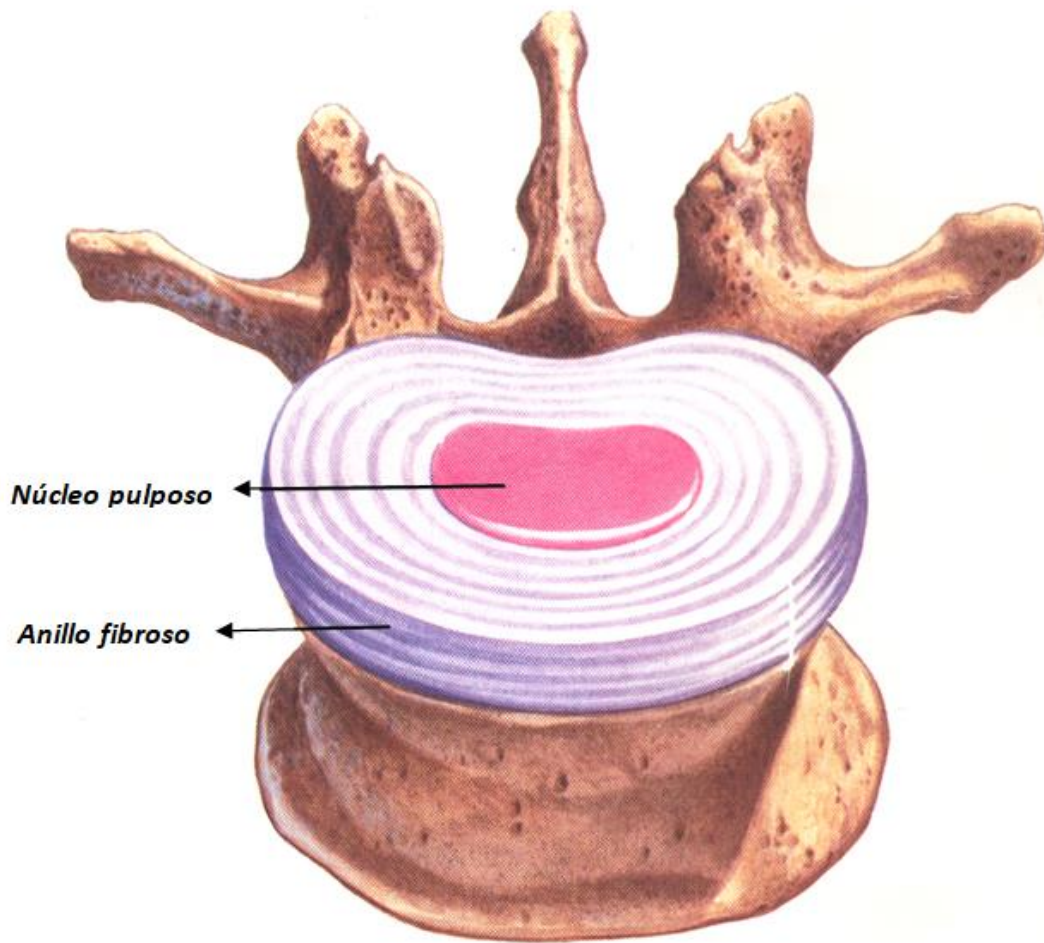


Ilustración 2: Núcleo pulposo y Anillo fibroso [17]

Ligamentos

La columna lumbar está soportada por complejos conjuntos de ligamentos dispuestos en capas que se propagan en múltiples direcciones donde conectan los huesos de la columna lumbar entre sí con el sacro y la pelvis. Se pueden diferenciar entre los ligamentos anexos al cuerpo vertebral y los ligamentos anexos al arco vertebral.

LIGAMENTOS ANEXOS AL CUERPO VERTEBRAL:

-Ligamento longitudinal anterior (desde la base del cráneo hasta el sacro y por la cara anterior de los cuerpos vertebrales).

-Ligamento longitudinal posterior (desde el occipital hasta el coxis y por la cara posterior de los cuerpos vertebrales).

Entre estos dos ligamentos de gran extensión, en cada nivel, la unión queda garantizada por el disco intervertebral.

LIGAMENTOS ANEXOS AL ARCO VERTEBRAL:

- Ligamento Amarillo
- Ligamento Interespinoso
- Ligamentos Supraespinoso
- Ligamento Intertransverso
- Ligamento capsular facetario

Estos ligamentos garantizan la unión entre los arcos vertebrales adyacentes.

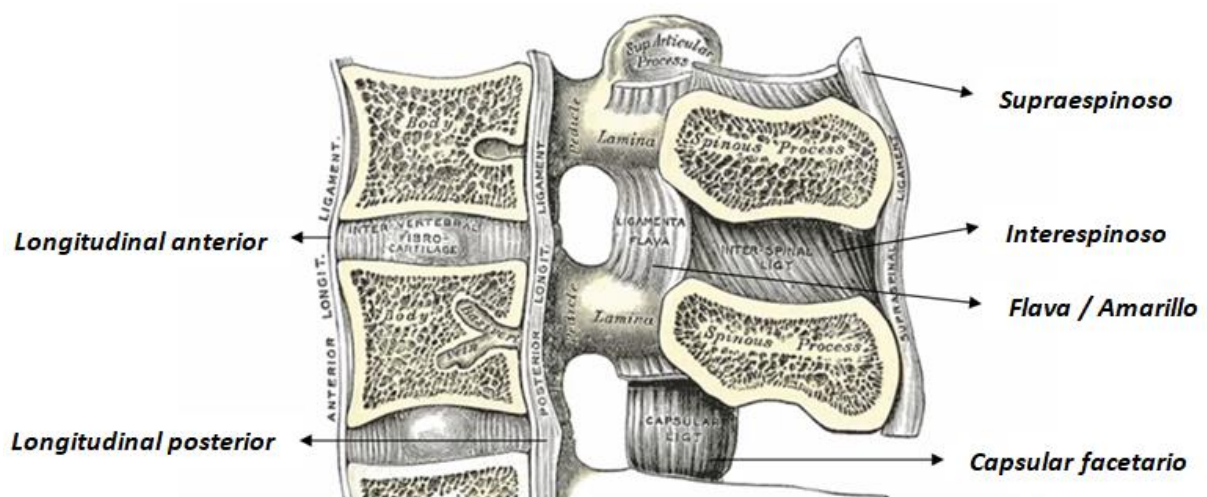


Ilustración 3: Ligamentos vertebrales (sección) [15]

De este modo, el conjunto de estos ligamentos garantiza una unión extremadamente sólida entre las vértebras, a la par que le confiere al raquis una gran resistencia mecánica. Solo un traumatismo grave, como una caída o un accidente de tráfico, podría romper estas uniones intervertebrales.

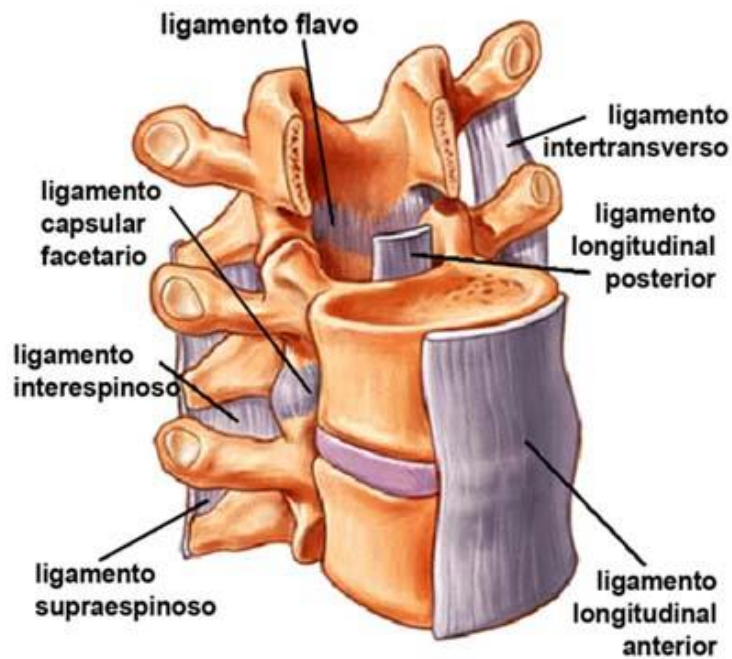


Ilustración 4: Ligamentos vertebrales [18]

Músculos

Al igual que los ligamentos, los músculos de la espalda baja también están dispuestos en capas que se mezclan en la columna lumbar para formar un tendón grueso que une los huesos de la parte baja de la espalda con la pelvis y el sacro. Las capas más profundas de los músculos se extienden a lo largo de la superficie posterior de la columna vertebral.

Los más cercanos a la superficie están cubiertos por un grueso tejido que se conoce con el nombre de fascia.

La capa media se extiende hacia arriba y hacia abajo sobre la parte posterior del pecho, las costillas inferiores y la espalda baja. Estos músculos conectan las vértebras lumbares con la pelvis y el sacro y coordinan el movimiento con los músculos del abdomen para ayudar a mantener la columna vertebral firme durante la actividad.

Los músculos tienen gran relevancia porque favorecen la movilidad de la columna, así como su estabilidad y protección.

Principalmente, se puede distinguir la musculatura erectora (músculos involucrados en la erección de la columna) y la musculatura flexora (músculos que intervienen en la flexión) de la columna, y a su vez, se pueden diferenciar los músculos a nivel profundo y los músculos a nivel superficial.

MUSCULATURA ERECTORA:

A nivel profundo se encuentran:

- Multífido: constituido por una serie de músculos que unen apófisis transversas con apófisis espinosas superiores. Tiene forma de espiga invertida.
- Erector de la columna: formado por los músculos: ileocostal, longísimo o dorsal largo y transverso espinoso.
- Cuadrado lumbar: se encuentra en la cara posterolateral de la columna lumbar. Es aplanado y cuadrilátero.

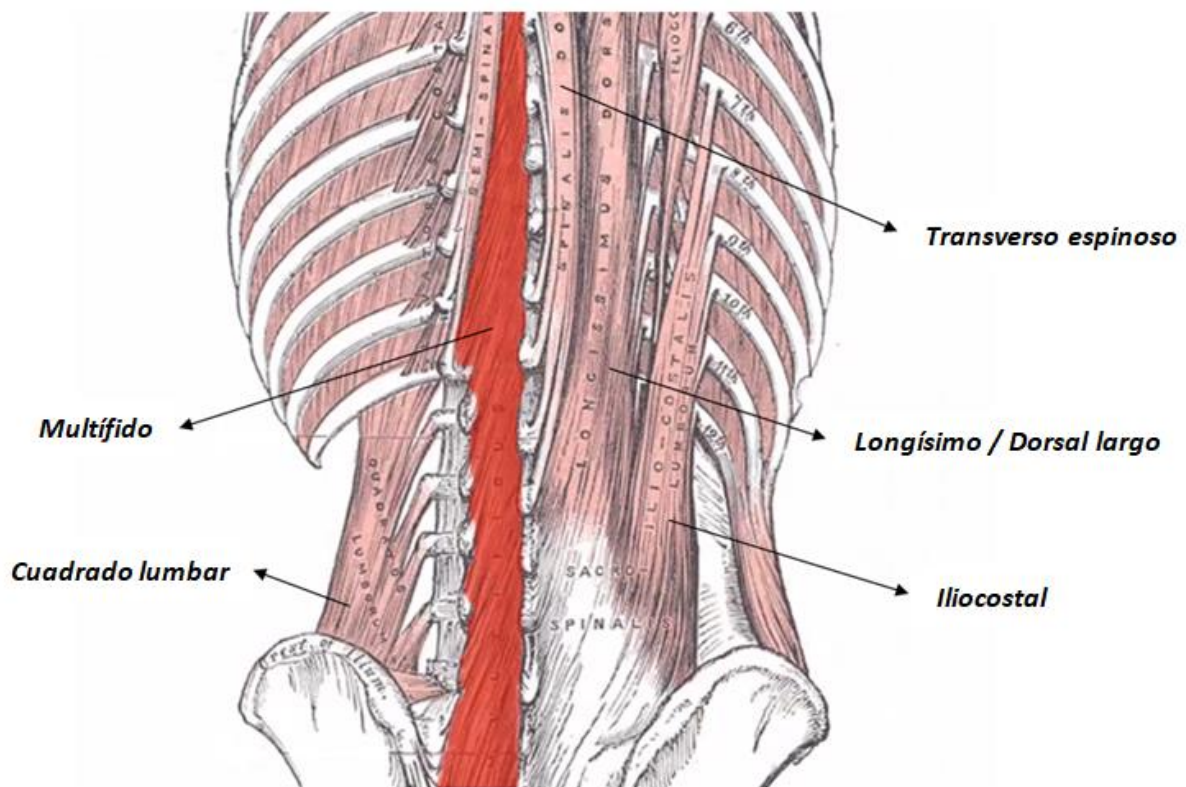


Ilustración 5: Musculatura erectora profunda [15]

A nivel superficial destacan:

- Serratos posterior-inferior: se extiende desde la columna vertebral hacia arriba y hacia afuera, y se divide en cuatro digitaciones que se insertan en el borde inferior y en la cara externa de las cuatro últimas costillas. Desempeña un papel importante con el músculo dorsal ancho, protege las costillas formando una masa.
- Dorsal ancho: es un músculo plano y triangular, que cubre la región lumbar y las 6 últimas vértebras torácicas. Los fascículos del músculo se juntan en una fibra relativamente estrecha en forma de espiral, de tal modo que la inserción es más fuerte. Estabiliza la pelvis y ayuda a los músculos erectores espinales a enderezar la columna.
- Fascia toracolumbar: entramado denso que se extiende desde el sacro hasta la región superior de la espalda y el cuello, cubriendo los músculos profundos del tronco dorso y tronco. La contracción de

los músculos relacionados con la fascia toracolumbar aumenta la tensión fascial aportando estabilidad a la columna vertebral.

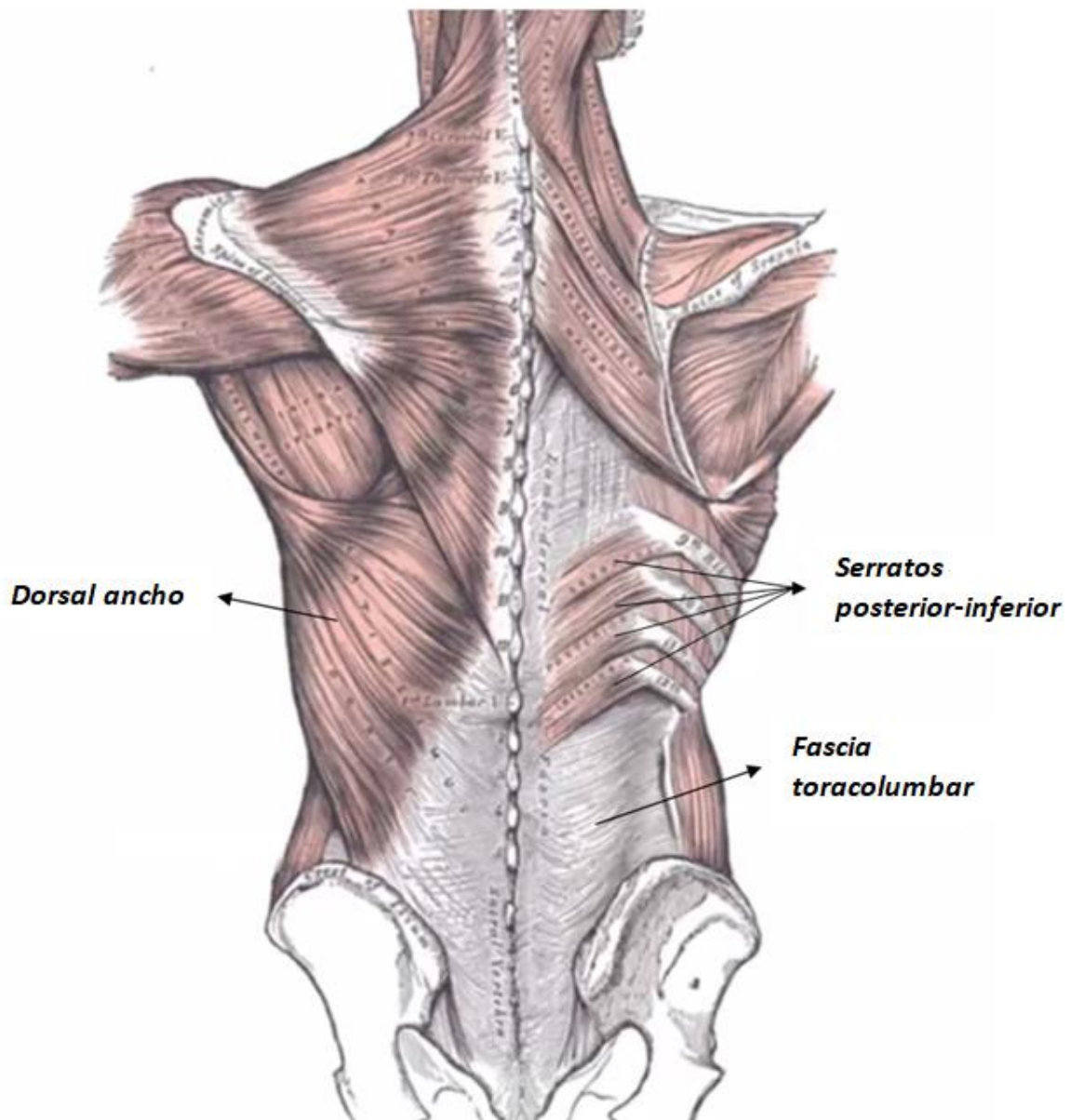


Ilustración 6: Musculatura erectora superficial [15]

MUSCULATURA FLEXORA:

Nombrados desde nivel profundo a nivel superficial, destacan:

-Transverso del abdomen: se encuentra en la parte anterior y lateral del abdomen. Se extiende desde la columna vertebral hasta la línea alba. Además de estabilizar la columna vertebral, comprime las vísceras del abdomen.

- Oblicuo interno: está constituido por fascículos carnosos y aponeurosis (membranas). Se extiende desde las apófisis superiores de la última vértebra lumbar y primera sacra hasta los cuatro últimos cartílagos costales.
- Oblicuo externo: de constitución análoga a la del oblicuo interno. Conecta el borde inferior de las ocho últimas costillas con el borde anterior del coxis y el pubis.
- Recto del abdomen: largo y aplanado, interrumpido por tres o cuatro intersecciones aponeuróticas (metámeras) y dividido medialmente por una banda de tejido conjuntivo llamada línea alba.

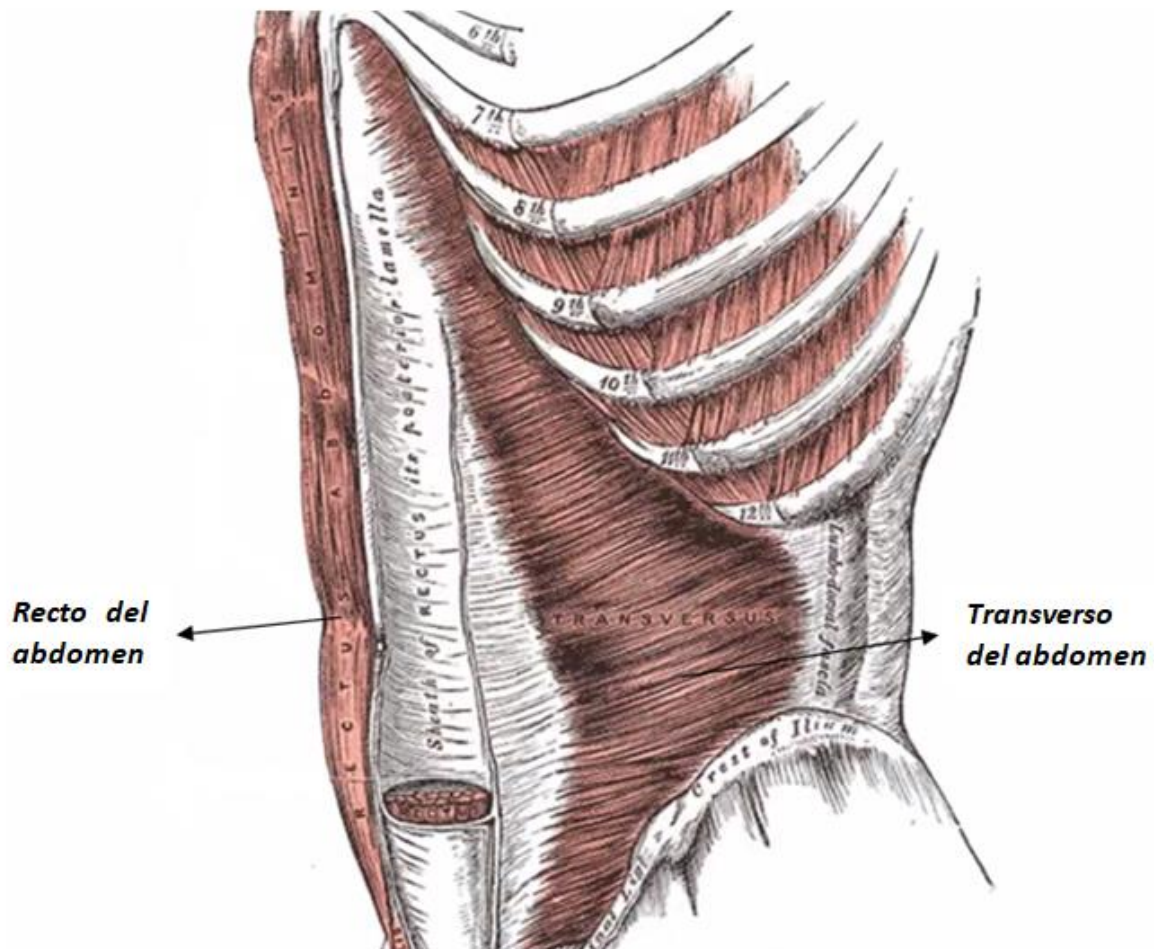


Ilustración 7: Recto y Transverso del abdomen [15]

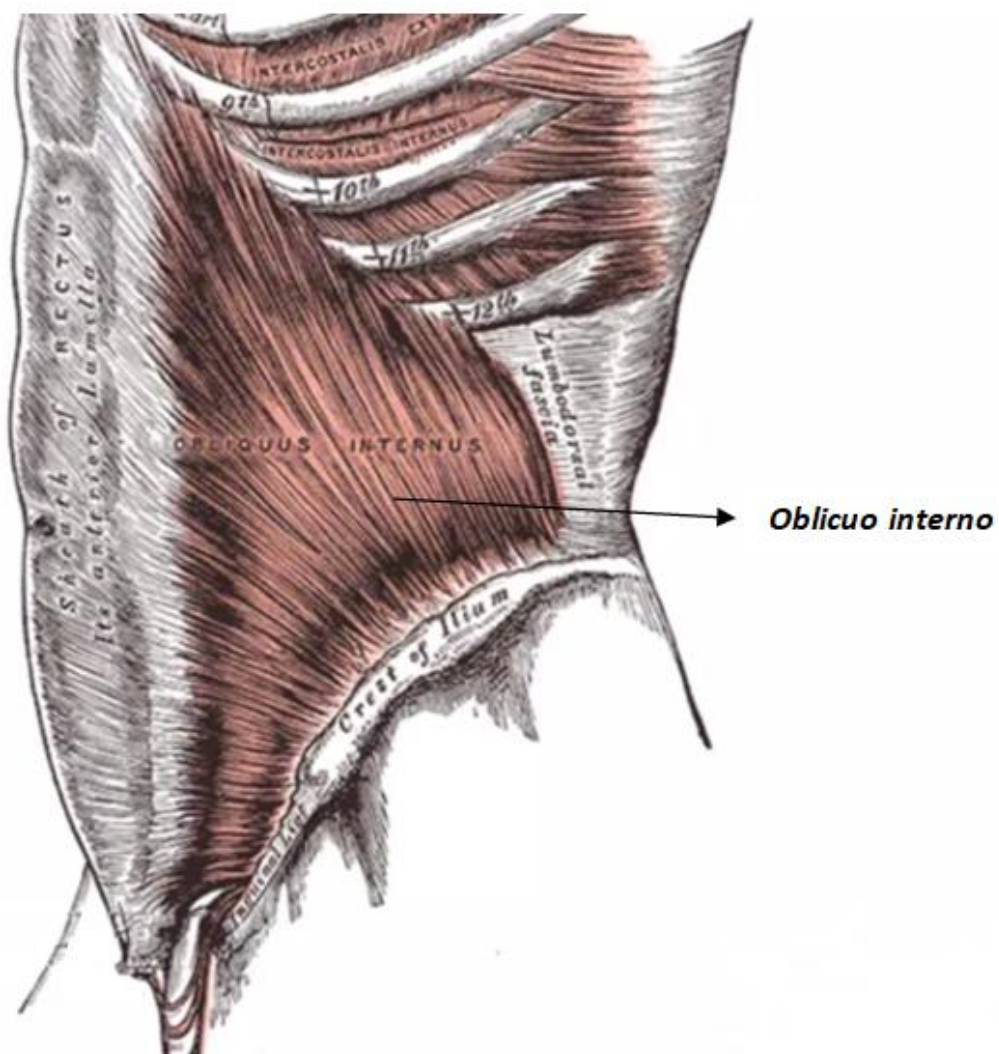


Ilustración 8: Oblicuo interno [15]

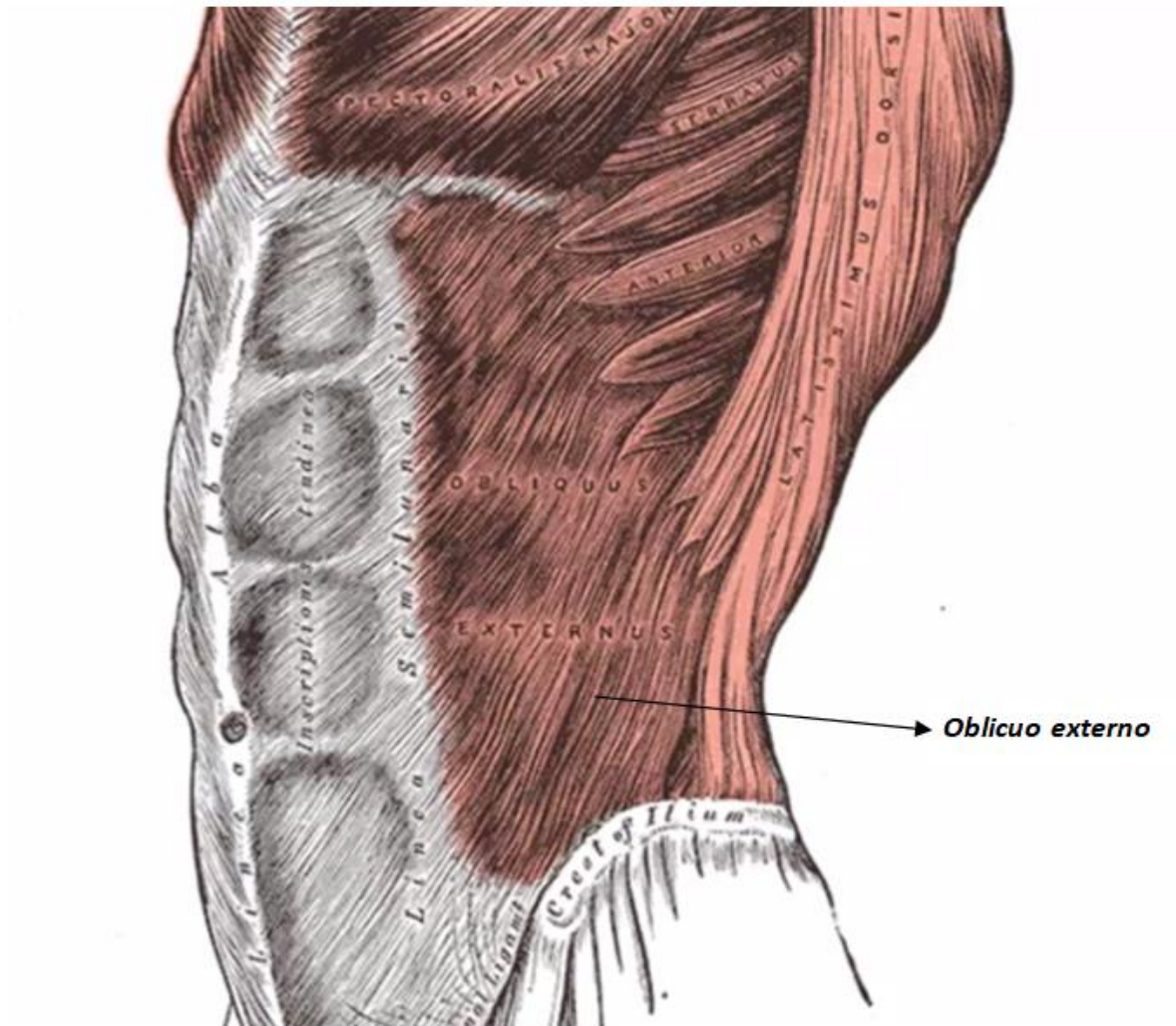


Ilustración 9: Oblicuo externo [15]

OTROS MÚSCULOS

Existe otra serie de músculos, como los de la pelvis, que también son importantes y deben tenerse en cuenta, pues además de estabilizar la propia pelvis, actúan a nivel de la columna:

- Psoas: Situados en las zonas laterales de las vértebras, llegan hasta las caderas y flexionan las piernas sobre la pelvis.
- Glúteos, Piramidal y Obturadores: Situados en la zona posterior, extienden el cuerpo.

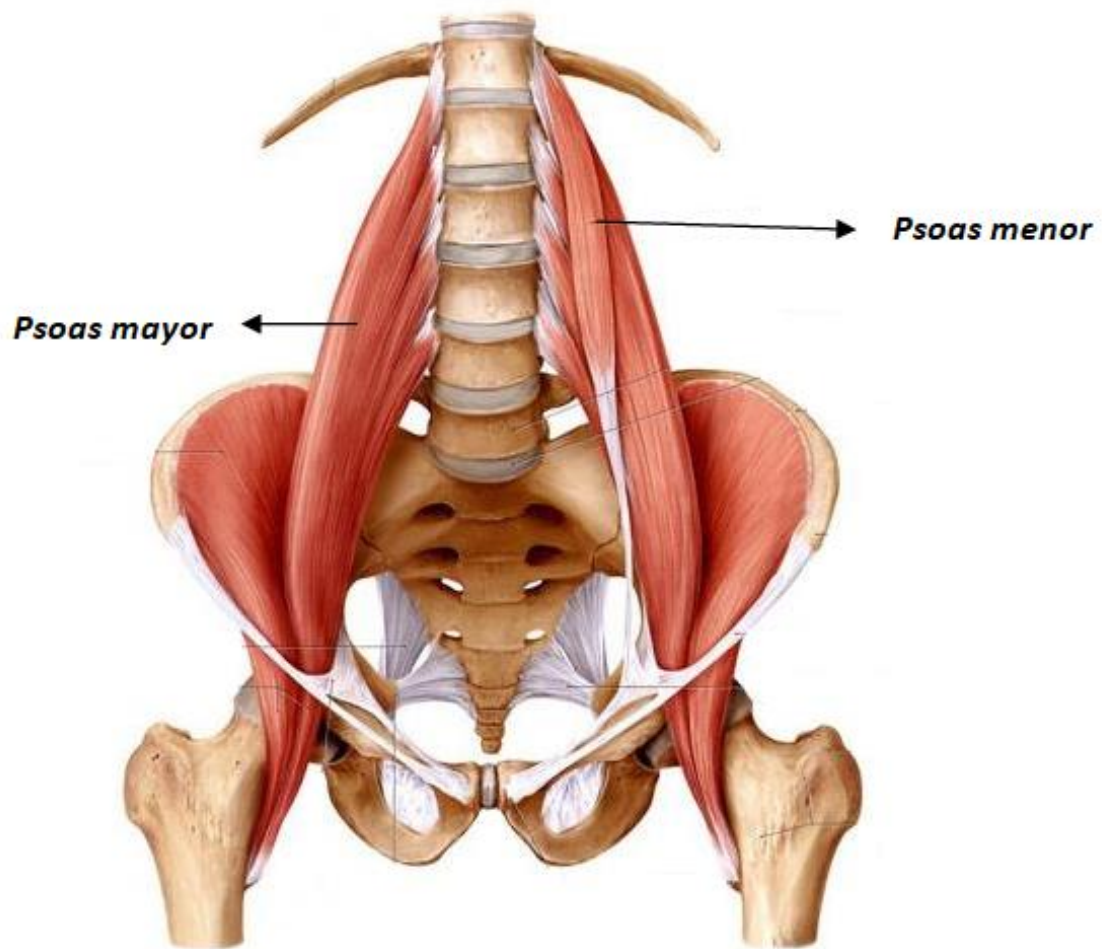


Ilustración 10: Psoas [15]

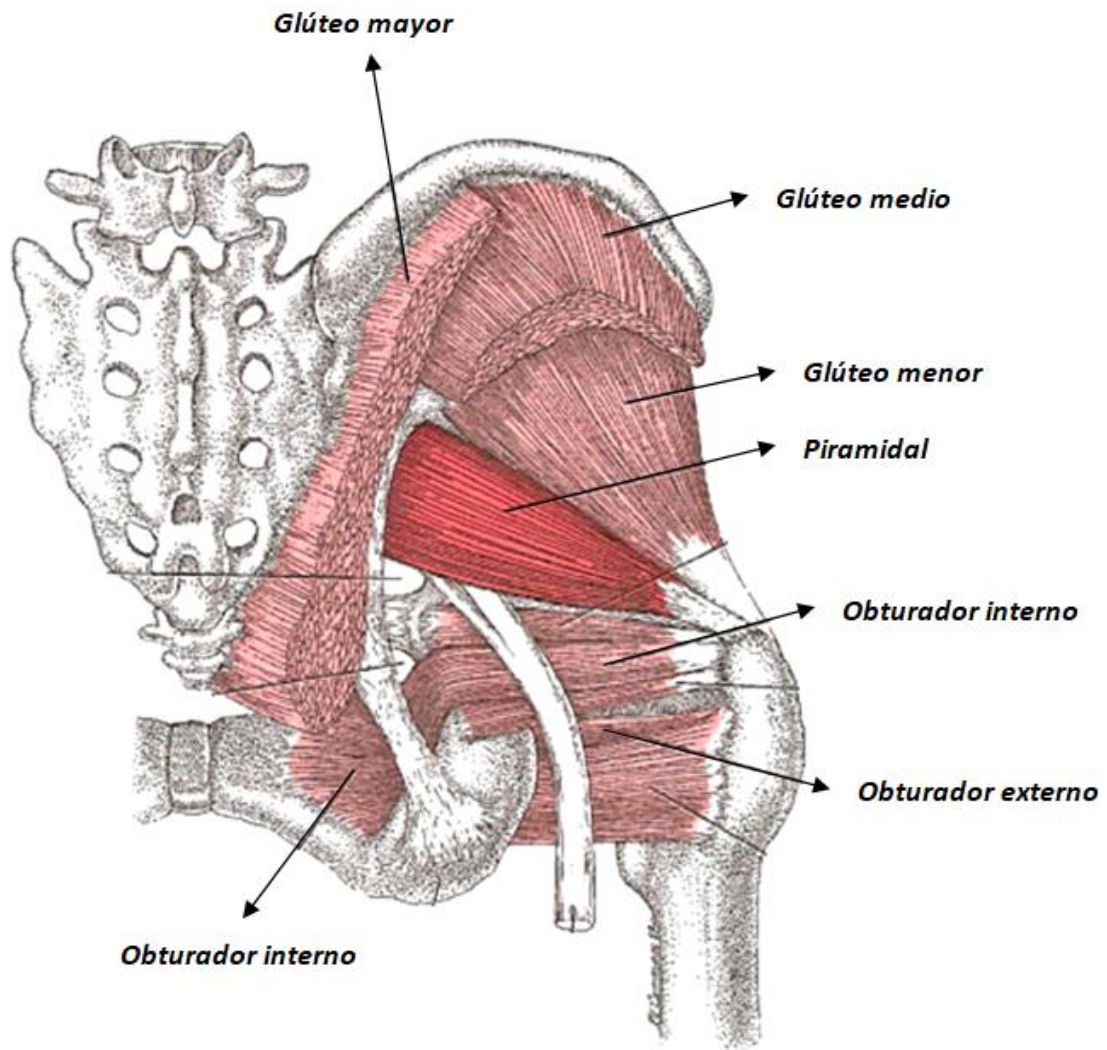


Ilustración 11: Gluteos, Piramidal y Obturadores [15]

CAPÍTULO 2. BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA LUMBAR

- Introducción
- Segmento de movimiento: unidad funcional de la columna vertebral
- Cinemática
- Cinética

CAPÍTULO 2. BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA LUMBAR

Introducción

La columna vertebral del ser humano es una estructura compleja cuya función principal es proteger la médula espinal, así como transferir la carga de la cabeza y el tronco hacia la pelvis; al tiempo que permite el movimiento y da estabilidad al tronco. Cada una de las 24 vértebras se articula con la siguiente para permitir el movimiento en los tres planos. La columna vertebral obtiene su estabilidad de los discos intervertebrales y de los ligamentos y músculos circundantes. Los discos y ligamentos aportan estabilidad intrínseca y los músculos dan soporte extrínseco.

Se describirán las características básicas de las distintas estructuras de la columna vertebral y la interacción de éstas durante su función normal. También se abarcan los temas relacionados con la cinemática y la cinética de la columna vertebral. La información en este capítulo se ha seleccionado para lograr una comprensión de algunos aspectos fundamentales de la biomecánica de la columna lumbar que se pueden aplicar en la práctica.

Segmento de movimiento: unidad funcional de la columna vertebral

La unidad funcional de la columna vertebral (segmento de movimiento) consta de dos vértebras adyacentes y sus tejidos blandos involucrados. La porción anterior del segmento está compuesta de dos cuerpos intervertebrales superpuestos, el disco intervertebral y los ligamentos longitudinales. Los arcos vertebrales correspondientes, así como las articulaciones intervertebrales formadas por las superficies articulares, las apófisis transversas y espinosas, y varios ligamentos constituyen la porción posterior. Los arcos y los cuerpos vertebrales forman el canal vertebral, el cual protege a la médula espinal. El arco consta de dos pedículos y la lámina.

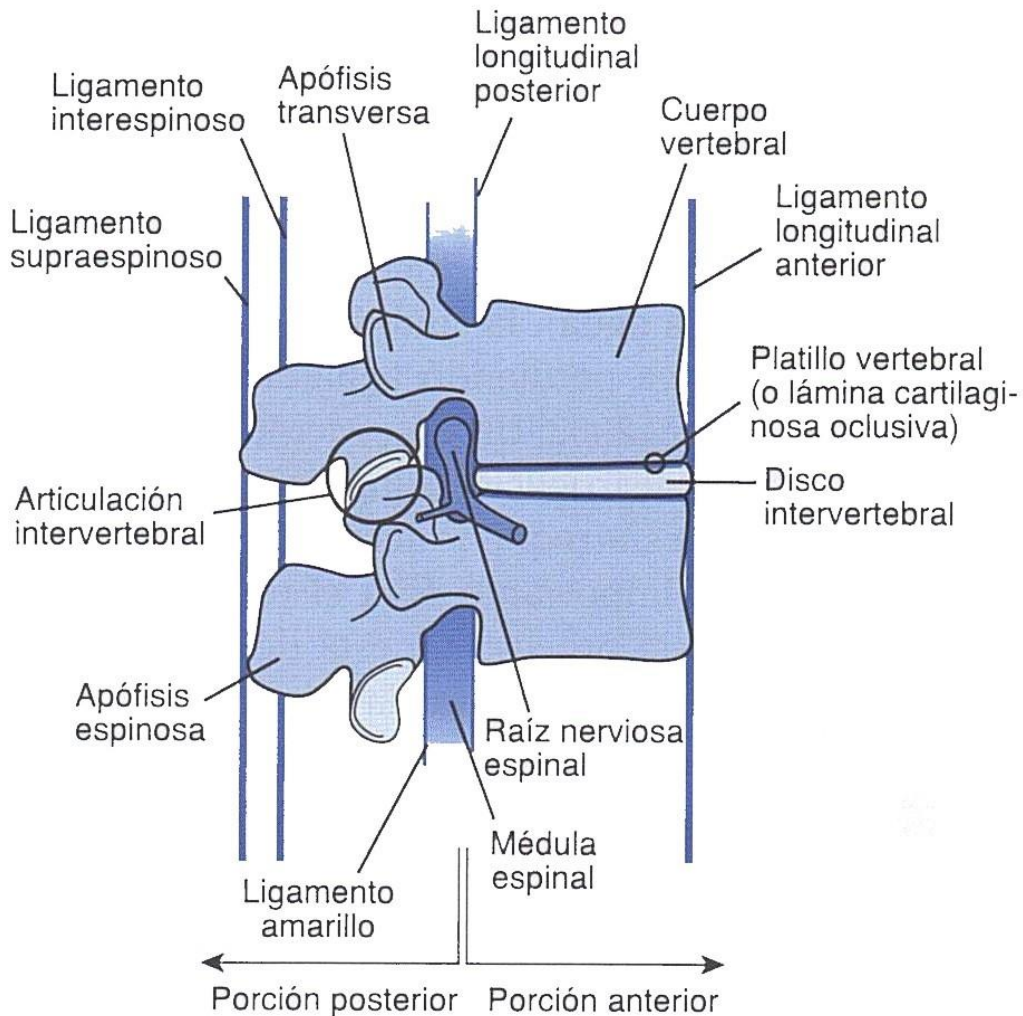


Ilustración 12: Segmento de movimiento [32]

PORCION ANTERIOR DEL SEGMENTO DE MOVIMIENTO

Los cuerpos vertebrales están diseñados para soportar principalmente cargas de compresión y son cada vez más grandes en un sentido caudal, conforme aumenta el peso superpuesto de la parte superior del cuerpo. Los cuerpos vertebrales en la región lumbar son más gruesos y amplios que los de las regiones torácica y cervical; su mayor tamaño les permite sostener las cargas más pesadas aplicadas en la zona lumbar.

El disco intervertebral soporta y distribuye las cargas, al tiempo que restringe el movimiento excesivo, tiene una gran importancia mecánica y funcional. Es muy adecuado para su doble función por su localización entre las vértebras y por la composición única de sus estructuras interna-externa. La porción interna del disco es una masa gelatinosa conocida como núcleo pulposo compuesto por una cantidad importante de glucosaminoglucanos hidrófilos (que se unen al agua).

El núcleo pulposo se encuentra directamente en el centro de todos los discos, excepto en los de los segmentos lumbares, en donde tiene una posición ligeramente posterior. Esta masa interna se encuentra rodeada de una cubierta externa resistente conocida como el anillo fibroso, compuesta de cartílago fibroso. La disposición entrecruzada de los gruesos fascículos de las fibras de cartílago permite que el anillo fibroso soporte una gran flexión y torsión.

El platillo vertebral está compuesto de cartílago hialino y separa el disco del cuerpo vertebral.

Durante las actividades diarias el disco soporta cargas de una manera compleja y en forma habitual es sometido a una combinación de compresión, flexión y torsión. La flexión, extensión y flexión lateral de la columna vertebral producen principalmente estrés de tensión y de compresión en el disco, en tanto que la rotación produce, en particular, estrés de cizalladura.

El núcleo pulposo del disco está bajo presión. Esta presión intrínseca en el disco (preestrés) es resultado de las fuerzas ejercidas por los ligamentos longitudinales y el ligamento amarillo. Durante la aplicación de carga en la columna vertebral, el núcleo pulposo actúa de forma hidrostática, lo que permite una distribución uniforme de la presión en todo el disco. De esta manera, todo el disco tiene una función hidrostática en el segmento de movimiento, actuando como un colchón entre los cuerpos vertebrales que almacena energía y distribuye las cargas.

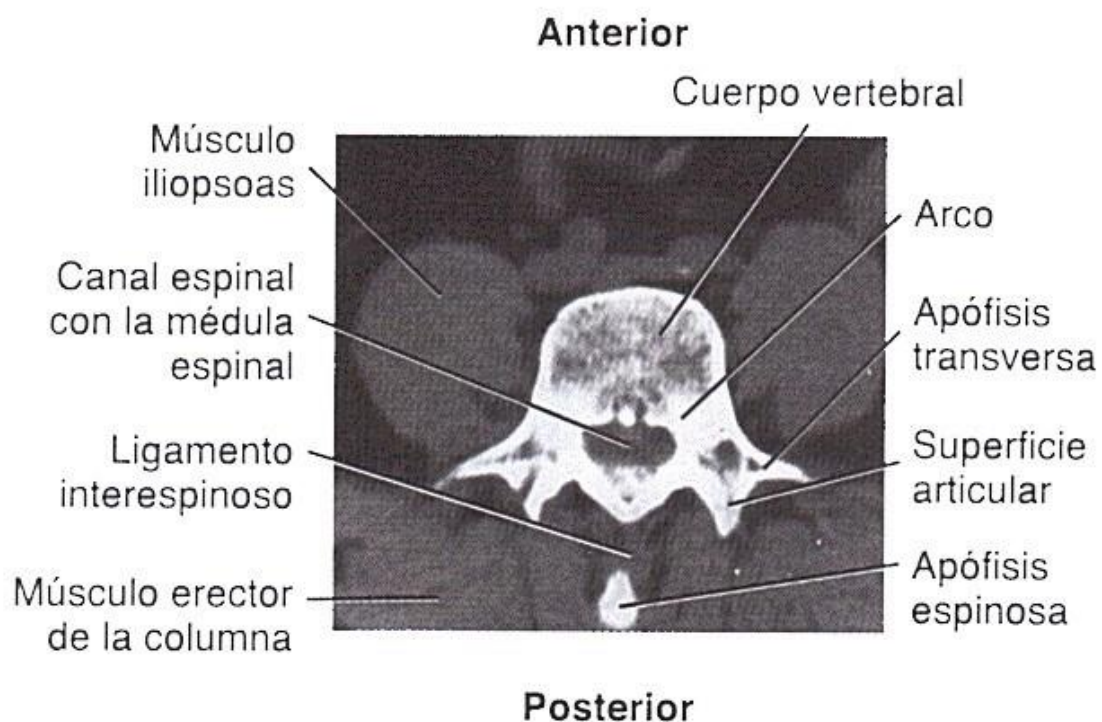


Ilustración 13: Cuerpo vertebral (sección) [32]

En un disco bajo carga de compresión, la presión es aproximadamente 1,5 veces la carga externa aplicada por unidad de área. Dado que el material nuclear es solo ligeramente compresible, una carga de compresión hace que el disco destaque a los lados; el estrés de tensión circunferencial es sostenible por las fibras anulares.

En la columna lumbar, se ha calculado que el estrés de tensión en la parte posterior del anillo fibroso es entre cuatro y cinco veces la carga de compresión axial aplicada.

El estrés de tensión en el anillo fibroso de la columna torácica es menor al de la columna lumbar por las diferencias geométricas del disco. La mayor proporción del diámetro con la altura en los discos torácicos reduce el estrés circunferencial.

PORCIÓN POSTERIOR DEL SEGMENTO DE MOVIMIENTO

La porción posterior del segmento de movimiento guía la trayectoria del mismo. El tipo de movimiento, a su vez, está determinado por la orientación de las superficies articulares de las articulaciones intervertebrales hacia los planos transversal y frontal. Esta orientación cambia a lo largo de la columna vertebral.

Las superficies articulares de las articulaciones intervertebrales del cuello están orientadas a un ángulo de 45° con el plano transversal y son paralelas al frontal, excepto en las dos vértebras cervicales superiores (C1 y C2), las cuales son paralelas al plano transversal. Esta alineación de las articulaciones de C3 a C7 permite la flexión, extensión, flexión lateral y rotación.

Las superficies articulares de las vértebras torácicas están orientadas a un ángulo de 60° con el plano transversal y a un ángulo de 20° con el plano frontal; dicha orientación permite la flexión lateral, rotación, así como cierta flexión y extensión.

En la región lumbar, las superficies articulares están orientadas en ángulos rectos con el plano transversal y a un ángulo de 54° con el plano frontal. Esta alineación permite la flexión, extensión y flexión lateral pero casi no hay rotación.

Las articulaciones lumbosacras se distinguen de las otras articulaciones intervertebrales lumbares porque la orientación oblicua de las superficies articulares permite una rotación apreciable.

Las superficies articulares rigen la trayectoria del segmento de movimiento y tienen una función de soporte de carga. La distribución de carga entre las superficies y el disco varía con la posición de la columna vertebral. Las cargas aplicadas sobre las superficies articulares son mayores con la rotación axial de la columna vertebral.

Los arcos vertebrales y las articulaciones intervertebrales tienen una participación importante para resistir fuerzas de cizalladura. Las apófisis transversa y espinosa son zonas de inserción de los músculos espinales que cuando se activan, inician el movimiento de la columna vertebral y dan estabilidad extrínseca.

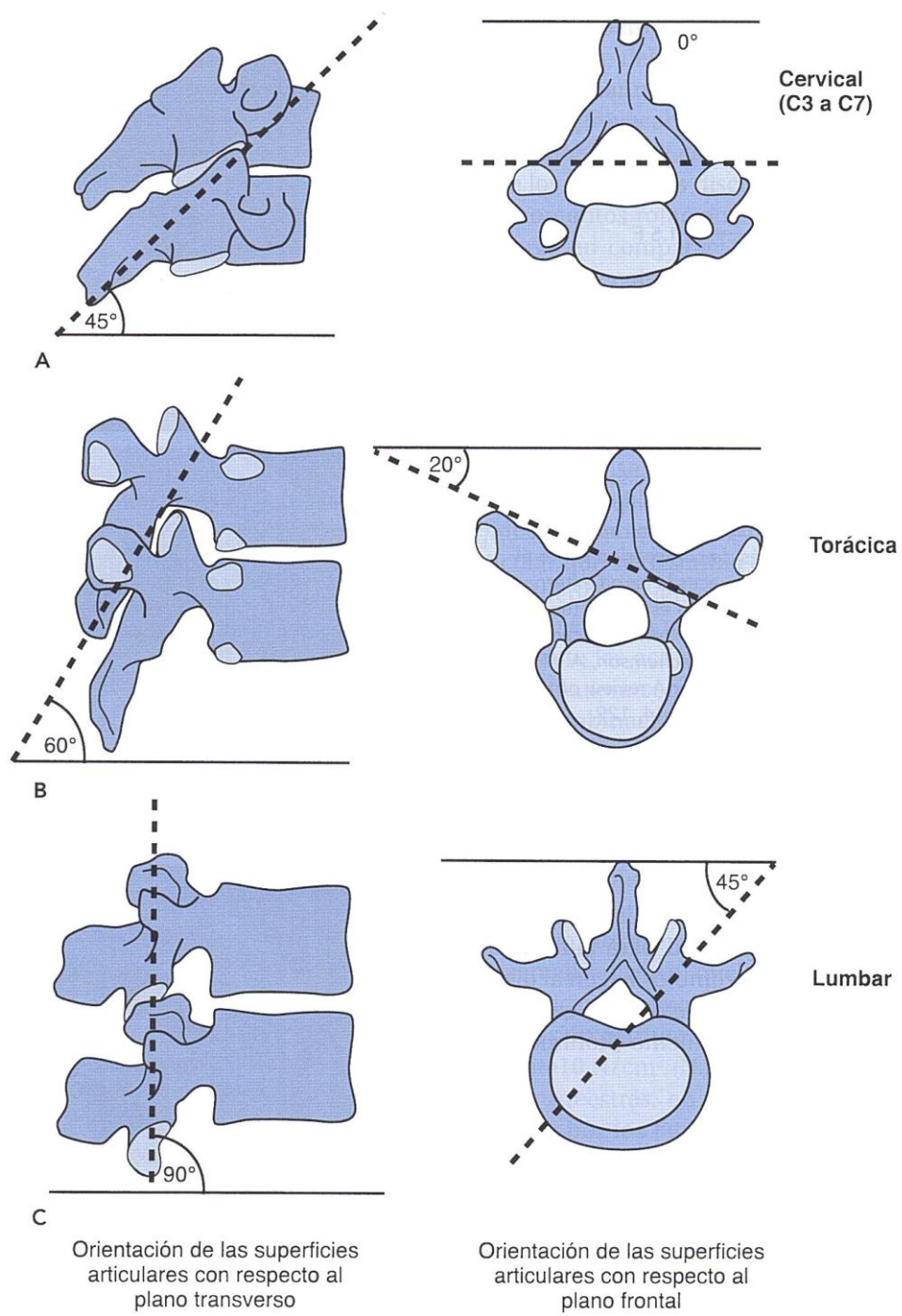


Ilustración 14: Orientación de la superficie articular [32]

LIGAMENTOS DE LA COLUMNA VERTEBRAL

Las estructuras ligamentosas alrededor de la columna vertebral contribuyen a la estabilidad intrínseca de la columna vertebral. Con la excepción del ligamento amarillo, todos los ligamentos de la columna vertebral tienen un alto contenido de colágeno, lo cual limita su extensibilidad durante el movimiento de esta estructura. El ligamento amarillo conecta dos arcos vertebrales adyacentes en sentido longitudinal y es una excepción a lo anterior porque tiene un gran porcentaje de elastina. La elasticidad de este ligamento permite que se contraiga durante la extensión de la columna vertebral y que distienda durante la flexión. Incluso cuando la columna vertebral está en una posición neutra, el ligamento amarillo está bajo tensión constante como resultado de sus propiedades elásticas. Dado que está localizado a una distancia del centro de movimiento en el disco, somete a estrés previo al disco; esto es, junto con los ligamentos longitudinales, crea una presión intradiscal y esto ayuda a dar soporte intrínseco a la columna vertebral.

El grado de tensión sobre los ligamentos es distinto según el tipo de movimiento de la columna vertebral. Durante la flexión, los ligamentos interespinosos son sometidos a la mayor tensión, seguidos por los ligamentos capsulares y el ligamento amarillo. Durante la extensión, el ligamento longitudinal anterior soporta la mayor tensión. En la flexión lateral, el ligamento transversal contralateral sostiene las mayores tensiones, seguido del ligamento amarillo y los ligamentos capsulares. Los ligamentos capsulares de las superficies articulares soportan la mayor tensión durante la rotación. Encorvar la espalda en posición sedente (una posición de carga relativamente baja) impone una rotación de la pelvis hacia atrás mientras el tronco está flexionado, con lo que hay tensión en los ligamentos iliolumbares.

Cinemática

El movimiento activo de la columna vertebral, como en cualquier articulación, es producido por la interacción coordinada de nervios y músculos. Los músculos agonistas (principales activadores) inician y llevan a cabo el movimiento, mientras que los músculos antagonistas controlan y modifican el movimiento, en tanto que la contracción coordinada de ambos grupos estabilizan la columna vertebral.

La amplitud del movimiento varía a diferentes niveles de la columna vertebral y depende de la orientación de las superficies articulares de las articulaciones intervertebrales. El movimiento entre dos vértebras es escaso y no sucede de forma independiente, todos los movimientos de la columna incluyen la acción combinada de varios segmentos de movimiento. Las estructuras esqueléticas que determinan el movimiento del tronco son la caja torácica, que limita el movimiento torácico, y la pelvis, que aumenta los movimientos del tronco por medio de la inclinación.

MOVIMIENTO SEGMENTARIO DE LA COLUMNA VERTEBRAL

Las vértebras tienen seis grados de libertad: rotación y translación a lo largo de un eje transversal, sagital y longitudinal. El movimiento producido durante la flexión, extensión, flexión lateral y rotación axial de la columna vertebral es un movimiento combinado complejo resultado de rotación y translación simultáneas.

Amplitud de movimiento

En la siguiente ilustración se observan los valores representativos de la amplitud de movimiento de los segmentos individuales para permitir una comparación del movimiento en varios niveles de la columna cervical, torácica y lumbar.

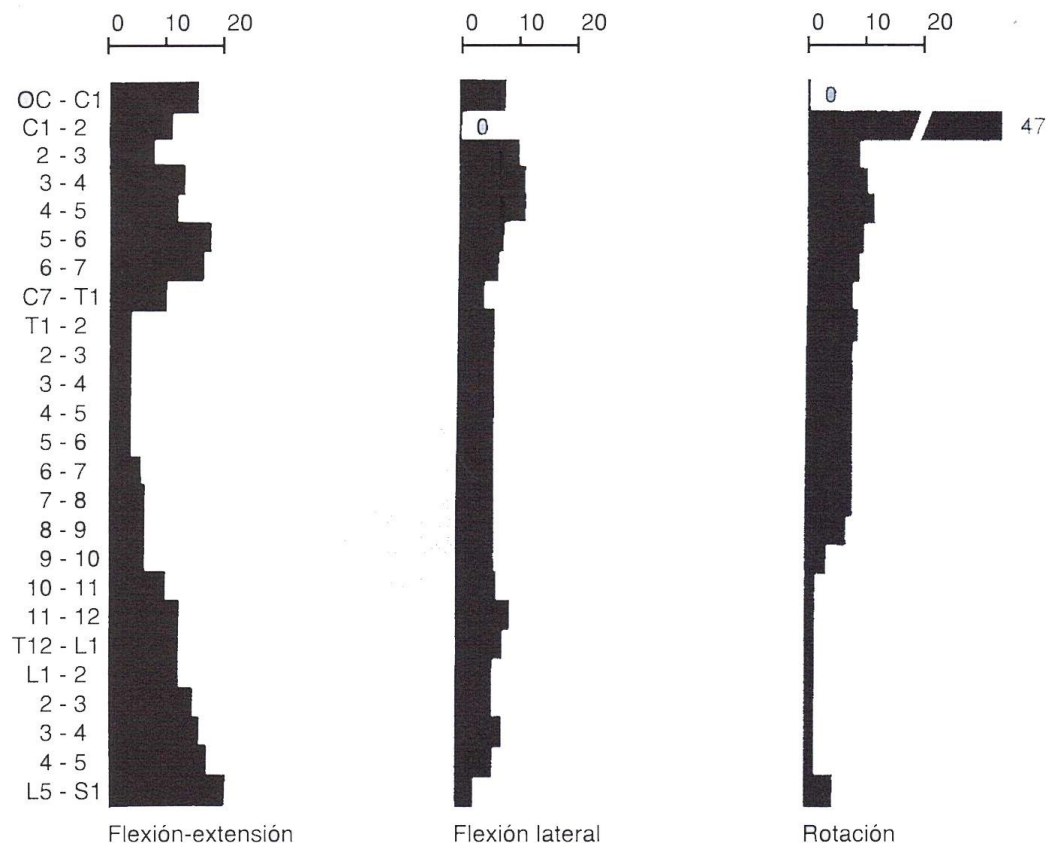


Ilustración 15: Amplitud de movimiento segmentos individuales (Grados) [32]

Durante todos los movimientos del tronco las superficies articulares se mueven en el plano primario de movimiento (aprox. 4° a 6°) con movimiento accesorio a un grado menor (aprox. 2° a 3°) en los planos secundarios.

Los valores de los segmentos de la columna torácica y lumbar muestran que la amplitud de flexión y extensión es cercana a cuatro grados en cada uno de los segmentos de movimiento de la parte superior del tórax, cercana a 6° en la región media del tórax y cercana a 12° en los dos segmentos torácicos inferiores. En las series de las cinco vértebras lumbares, la amplitud de movimiento lumbar superior en flexión y extensión es mayor que la región lumbar inferior y alcanza un máximo de 20° en el nivel sacrolumbar.

La flexión lateral muestra un mayor intervalo en cada uno de los segmentos torácicos inferiores, alcanza entre 8° y 9°. En los segmentos torácicos superiores, el intervalo es de 6° en forma uniforme. También se encuentra flexión lateral de aproximadamente 6° en cada uno de los segmentos

lumbares, con ligeramente mayor movimiento en la región lumbar inferior, excepto en el segmento lumbosacro, el cual presenta tan solo 3° de movimiento.

La rotación es mayor en los segmentos superiores de la columna torácica, en donde alcanza 9°. La amplitud de rotación disminuye de forma progresiva en sentido caudal, 2° en los segmentos inferiores de la columna lumbar y 5° en el segmento lumbosacro.

Movimiento de la superficie articular

La vía del centro instantáneo durante el movimiento tiene un impacto en la carga de las múltiples estructuras de la columna lumbar. El centro instantáneo de flexión-extensión y flexión lateral en un segmento de movimiento de la columna lumbar recae dentro del disco bajo condiciones normales. Durante la flexión, el centro instantáneo se mueve en sentido caudal, provocando una disminución de las fuerzas en las superficies articulares. En la extensión, sucede lo contrario.

MOVIMIENTO FUNCIONAL DE LA COLUMNA VERTEBRAL

La siguiente ilustración muestra la amplitud de movimiento activo total para las actividades comunes.

Porcentaje de amplitud de movimiento (ROM) activo total para cada actividad de la vida diaria			
Porcentaje promedio de ROM activo total			
ADL	Flexión/extensión (%)	Inclinación lateral (%)	Rotación axial (%)
Estar de pie y sentarse	37	20	12
Conducir el vehículo marcha atrás	10	16	18
Leer	4	6	6
Comer	5	8	9
Ponerse los calcetines	22	19	14
Ponerse los zapatos	20	20	16
Estar sentado y ponerse de pie	39	14	10
Lavarse las manos	12	15	12
Lavarse el cabello	9	11	12
Afeitarse	8	11	9
Maquillarse	7	11	8
Ponerse en cuclillas	52	31	18
Agacharse	59	29	18
Caminar	11	19	19
Subir las escaleras	13	22	20
Bajar las escaleras	11	21	18

Tabla 1: Porcentaje de amplitud de movimiento en actividades diarias [32]

MÚSCULOS

Los músculos espinales se dividen en flexores y extensores. Los músculos del tronco tienen una participación importante en la conducta mecánica de la columna vertebral, incluida la estabilidad de la columna y la presión entre los discos.

Los principales flexores son los músculos abdominales (el recto abdominal, los oblicuos mayores y menores, y el transverso abdominal), así como el psoas. En general los músculos anteriores a la columna vertebral actúan como flexores.

Los principales extensores son el erector de la columna, los transversoespinosos y los intertransversos insertados en las estructuras posteriores. En general, los músculos posteriores a la columna vertebral actúan como extensores. Los músculos extensores forman un puente entre cada vértebra y segmento de movimiento y sobre varias vértebras y segmentos de movimiento.

Cuando los músculos extensores se contraen de forma simétrica, hay una extensión. Cuando los músculos flexores del lado derecho e izquierdo se contraen asimétricamente, hay una inclinación lateral o giro de la columna vertebral.

La activación muscular simultánea durante la elevación está influenciada por los niveles de esfuerzo. El aumento de esfuerzo provoca una mayor actividad muscular y da como resultado superior carga a la columna vertebral.

Flexión y extensión

Durante la amplitud de movimiento de flexión-extensión sin carga, de los primeros 50° a 60° de la flexión de la columna vertebral suceden en la zona lumbar, sobre todo en los segmentos de movimiento inferiores. Inclinar la pelvis hacia delante permite una mayor flexión. Durante la elevación y el descenso de una carga, este ritmo se da en forma simultánea, aunque se nota una mayor separación de estos movimientos durante la elevación que durante el descenso.

La angulación voluntaria de la pelvis en las posturas de lordosis o cifosis influye en las fuerzas sobre la zona lumbar, la evidencia sugiere una postura libre o ligeramente flexionada de la pelvis para obtener mayor ventaja. La columna torácica contribuye poco con la flexión hacia delante de toda la columna vertebral por la orientación oblicua de las superficies articulares, la orientación casi vertical de las apófisis espinosas y la limitación de movimiento impuesta por la caja torácica.

La flexión la inician los músculos abdominales y la porción vertebral del psoas. El peso de la parte superior del cuerpo produce una mayor flexión, la cual es controlada por el aumento gradual de la actividad del músculo erector de la columna, conforme aumenta el momento de inclinación anterior que está actuando sobre la columna vertebral. Los músculos posteriores de la cadera están activos para controlar la inclinación anterior de la pelvis cuando la columna vertebral se flexiona. Cuando se inicia la flexión, el brazo de momento de los músculos extensores se acorta, lo cual se agrega a la carga sobre la columna en esta posición. En flexión total, los músculos erectores de la columna vertebral se inactivan una vez que se han estirado por completo. En esta posición el momento de inclinación hacia delante es contrarrestado de forma pasiva por estos músculos y por los ligamentos posteriores, los cuales al principio están flácidos pero después se ponen tensos porque la columna vertebral se ha alargado por completo.

Esta inactivación de los músculos erectores de la columna se conoce como el fenómeno de flexión-relajación. En la flexión forzada, los músculos extensores superficiales se reactivan.

La flexión espinal prolongada provoca el estiramiento de los extensores del tronco. En esta posición, la actividad disminuye en tanto que la amplitud de movimiento aumenta varios grados.

Desde la flexión total hasta la posición erguida del tronco, la pelvis se inclina hacia atrás y la columna vertebral se extiende. La secuencia de la actividad muscular se invierte. El glúteo mayor se activa

junto con los tendones de la corva e inicia la extensión por rotación posterior de la pelvis. Los músculos paraespinales se activan y aumentan su actividad hasta que el movimiento concluye.

Cuando se hiperextiende el tronco desde una posición erguida, los músculos extensores están activos durante la fase inicial. Esta ráfaga de actividad disminuye durante la mayor extensión que sobrepasa la posición erguida y los músculos abdominales se activan para controlar y modificar el movimiento. En la extensión forzada o en la extensión de 15° o más, nuevamente se requiere la actividad extensora.

Flexión lateral y rotación

Durante la flexión lateral del tronco, el movimiento puede predominar en la columna torácica o en la lumbar. En la torácica, la orientación de la superficies articular permite la flexión lateral pero la caja torácica la restringe; en la columna lumbar, los espacios en forma de cuña que se encuentran entre las superficies articulares intervertebrales varían durante este movimiento. Los sistemas espinotransversal y transversoespinal de los músculos erectores de la columna y de los abdominales están activos durante la flexión lateral; las contracciones ipsolaterales de estos músculos inician el movimiento y las contracciones contralaterales lo modifican.

Existe una rotación axial significativa a nivel torácico y lumbosacro pero está limitada en otros niveles de la columna lumbar, ya que se encuentra restringido por la orientación vertical de las superficies articulares. En la región torácica la rotación está relacionada siempre con la flexión lateral. Durante este movimiento acoplado, el cual es más marcado en la región superior del tórax, los cuerpos vertebrales por lo general rotan hacia la concavidad de la curva lateral de la columna vertebral. El acoplamiento de la rotación y la flexión lateral también sucede en la columna lumbar, los cuerpos vertebrales rotan hacia la convexidad de la curva. Durante la rotación axial, la espalda y los músculos abdominales están activos a ambos lados de la columna vertebral, en tanto que los músculos ipsolaterales y contralaterales cooperan para producir este movimiento.

Movimiento pélvico

Los movimientos funcionales del tronco no solo involucran el movimiento combinado de diferentes partes de la columna vertebral, si no también requieren la cooperación de la pelvis, porque este movimiento es esencial para aumentar la amplitud de movimiento funcional del tronco. La relación que existe entre los movimientos pélvicos y el movimiento de la columna vertebral, por lo general se analiza en términos de movimiento de las articulaciones lumbosacras, las articulaciones de las caderas o de ambas. La transferencia de carga desde la columna vertebral hasta la pelvis sucede a través de la articulación sacroilíaca (SI).

Estas articulaciones funcionan principalmente absorbiendo el choque y son importantes para proteger las articulaciones intervertebrales. Existe una relación entre el movimiento lumbopélvico y la actividad muscular del tronco durante la locomoción a diferentes velocidades y modalidades.

Las fuerzas musculares que actúan sobre la articulación SI tienen un efecto estabilizador, lo que ayuda a atenuar la elevada tensión de la carga pélvica.

Cinética

Las cargas sobre la columna vertebral son producidas principalmente por el peso corporal, la actividad muscular, la pretensión ejercida por los ligamentos y las cargas aplicadas desde el exterior.

ESTÁTICA Y DINÁMICA

En la siguiente sección se examinan las cargas estáticas sobre la columna lumbar en posturas comunes, como estar de pie, sentado y también al levantar peso; una actividad frecuente que involucra cargas externas. En la sección final, se exponen las cargas dinámicas sobre la columna lumbar durante la caminata y ejercicios de fortalecimiento comunes para los músculos dorsales y abdominales.

Estática

La columna vertebral se puede considerar como un bastón elástico modificado por la flexión de la columna vertebral, la conducta de absorción de choque de los discos y las vértebras, la función estabilizadora de los ligamentos longitudinales y la elasticidad del ligamento amarillo. Las dos curvaturas de la columna vertebral en el plano sagital (cifosis y lordosis) también contribuyen con la capacidad de resorte de la columna y le permiten soportar mayores cargas que si estuviera recta. El soporte extrínseco aportado por los músculos del tronco ayuda a estabilizar y modificar las cargas sobre la columna vertebral en situaciones dinámicas y estáticas.

ESTABILIDAD MECÁNICA DE LA COLUMNA LUMBAR

Cuando una persona está de pie, los músculos posturales están constantemente activos. Esta actividad es reducida al mínimo cuando los segmentos corporales están bien alineados. Durante la posición de pie, la línea de gravedad del tronco por lo general pasa en sentido ventral al centro del cuerpo de la cuarta vértebra lumbar. De esta forma, se encuentra ventral el eje transversal de movimiento de la columna vertebral y los segmentos de movimiento están sujetos a una inclinación hacia delante, lo que se debe contrarrestar con las fuerzas de los ligamentos y de los músculos erectores de la columna.

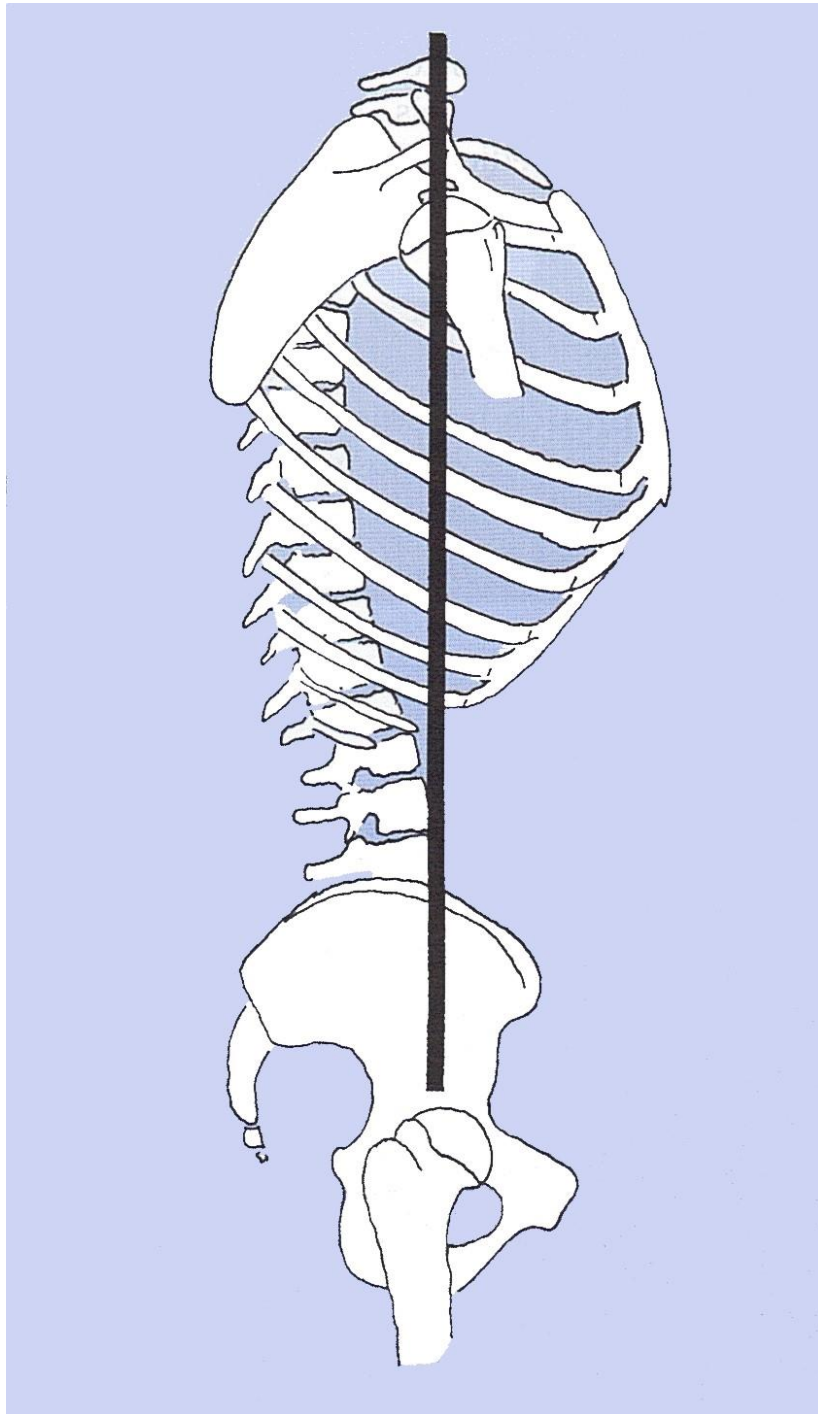


Ilustración 16: Línea de gravedad [32]

Cualquier desplazamiento de la línea de gravedad altera la magnitud y la dirección del momento sobre la columna vertebral. Para que el cuerpo regrese al equilibrio, el momento se debe contrarrestar con un aumento de la actividad muscular, lo que provoca un balanceo postural intermitente. Además de los músculos erectores de la columna, los músculos abdominales a menudo están intermitentemente activos para mantener la posición erguida neutral y estabilizar el tronco. Sin embargo, esta actividad se reduce rápido en la postura de pie relajada.

La porción vertebral de los músculos psoas también está involucrada en el balanceo postural. El nivel de actividad en estos músculos depende considerablemente de la forma de la columna vertebral, por ejemplo, de la magnitud de la cifosis y de la lordosis habitual.

La pelvis también participa en la actividad muscular e implica carga sobre la columna durante la posición de pie. La base del sacro se inclina hacia delante y hacia abajo. El ángulo de inclinación, o el ángulo sacro, es de aproximadamente 30° con respecto al plano transversal durante la posición de pie relajada. La inclinación de la pelvis hacia el eje transversal entre las articulaciones de la cadera cambia el ángulo.

Cuando la pelvis se inclina hacia atrás, el ángulo sacro disminuye y la lordosis lumbar se aplanar. Este aplanamiento afecta a la columna torácica, la cual se extiende ligeramente para ajustar el centro de gravedad del tronco de manera que se reduzca al mínimo el gasto energético, en términos de esfuerzo muscular.

Cuando la pelvis se inclina hacia delante, el ángulo sacro aumenta, lo que acentúa la lordosis lumbar y la cifosis torácica. La inclinación de la pelvis hacia delante y hacia atrás influye en la actividad de los músculos posturales al alterar las cargas estáticas sobre la columna vertebral.

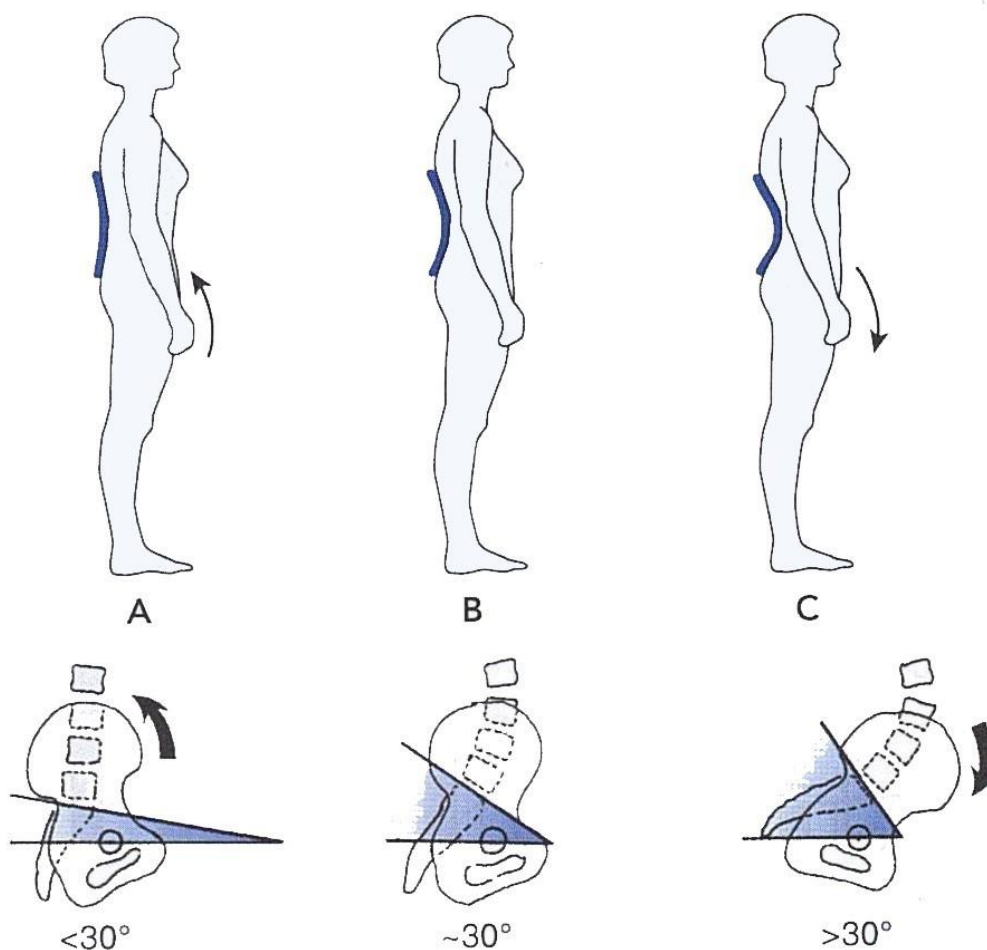


Ilustración 17: Inclinación de la pelvis [32]

CARGAS COMPARATIVAS SOBRE LA COLUMNA LUMBAR DURANTE LA POSICIÓN DE PIE, SENTADO Y RECLINADO

La posición del cuerpo afecta la magnitud de las cargas sobre la columna vertebral.

En siguiente ilustración se pueden observar mediciones de las presiones adicionales pertinentes.

Valores de la presión intradiscal para diferentes posiciones y ejercicios como un porcentaje relativo a la posición de pie relajada en un sujeto (elegido en forma arbitraria como 100%)	
Posición/maniobra	Porcentaje
Decúbito supino	20
Decúbito lateral	24
Decúbito ventral	22
Decúbito ventral, espalda extendida, codos apoyados	50
Reírse efusivamente, decúbito lateral	30
Estornudar, decúbito lateral	76
Levantarse al darse la vuelta	140-160
De pie relajado	100
De pie, realizando la maniobra de Valsalva	184
De pie, inclinación hacia delante	220
Sentado relajado, sin respaldo	92
Sentado enderezando activamente la espalda	110
Sentado con flexión máxima	166
Sentado inclinado hacia delante con los codos apoyados en los muslos	86
Sentado encorvado sobre la silla	54
Ponerse de pie levantándose de la silla	220
Caminar descalzo	106-130
Caminar con tenis	106-130
Trotar con zapatos	70-190
Trotar con tenis	70-170
Subir escaleras, un escalón a la vez	100-140
Subir las escaleras, dos escalones a la vez	60-240
Levantar 20 kg con la espalda encorvada	460
Levantar 20 kg con la espalda como se enseña en la escuela	340
Soportar 20 kg cerca del cuerpo	220
Soportar 20 kg a 60 cm del tórax	360
Aumento de la presión durante el descanso nocturno (durante un período de 7 h)	20-48

Tabla 2: Porcentajes relativos de la presión intradiscal [32]

Durante la posición de pie erguido, relajado, la carga sobre el tercer y cuarto disco lumbar es casi el doble del peso del cuerpo por arriba del nivel medido. Al cambiar de una posición de decúbito supino a una de pie relajada, las fuerzas de compresión, tensión y de cizallamiento varían en cada disco y en cada nivel lumbar. La flexión del tronco aumenta la carga y el momento de inclinación hacia delante sobre la columna vertebral. Durante dicha flexión, el anillo se protruye en sentido ventral y la porción central del disco se mueve en sentido posterior. Más que la extensión del tronco, su flexión aplica tensión en el área posterolateral del anillo fibroso. La adición de un movimiento de giro como las cargas torsionales acompañantes aumentan todavía más la tensión sobre el disco.

Las cargas sobre la columna lumbar son menores al estar sentado con respaldo que sin él. Durante la posición sedente con respaldo, el peso de la parte superior del cuerpo está sostenido lo cual reduce la actividad muscular y disminuye la presión intradiscal. La inclinación hacia atrás del respaldo de la silla y el uso de un soporte lumbar reduce todavía más la carga.

Sin embargo, el uso de un soporte en la región torácica empuja la columna torácica y el tronco hacia delante y hace que la columna lumbar forme una cifosis para permanecer en contacto con el respaldo, lo que aumenta la carga sobre esta región. Las cargas sobre la columna se reducen al mínimo en posición de decúbito supino porque se eliminan las cargas producidas por el peso del cuerpo. Con el cuerpo en decúbito supino y las rodillas extendidas, la tracción de la porción vertical del músculo psoas produce ciertas cargas sobre la columna lumbar. No obstante, con las caderas y las rodillas flexionadas y con soporte, la lordosis lumbar se extiende hacia afuera conforme el músculo psoas se relaja y la carga disminuye.

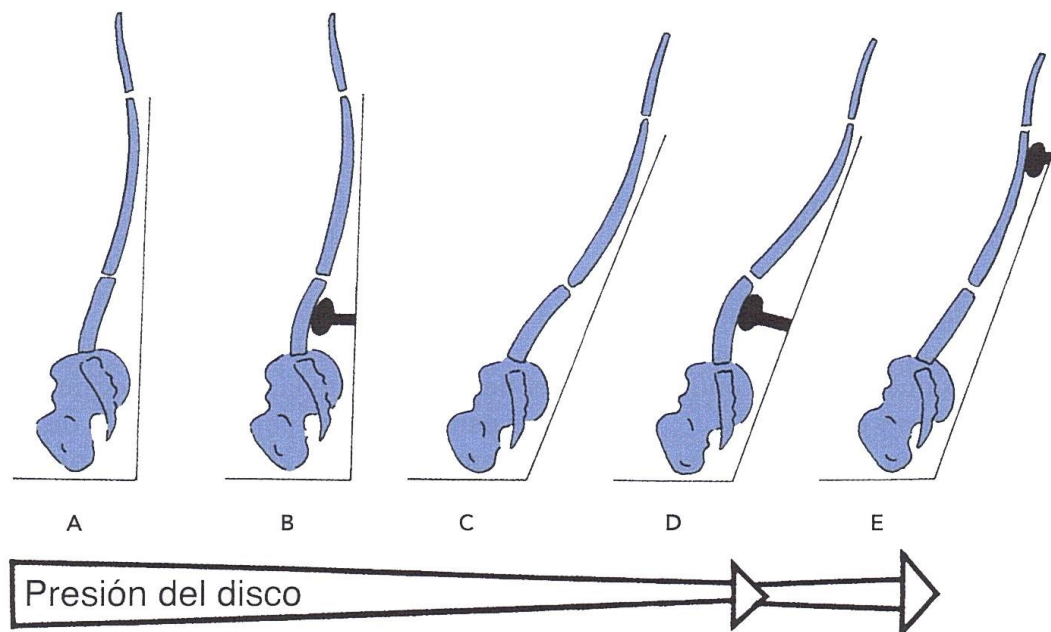


Ilustración 18: Presión del disco según la posición del respaldo y el soporte [32]

CARGAS ESTÁTICAS SOBRE LA COLUMNA LUMBAR AL LEVANTAR OBJETOS

Las mayores cargas sobre la columna vertebral son producidas en mayor medida por factores externos, como levantar un objeto pesado.

Levantar y transportar un objeto sobre una distancia horizontal son situaciones comunes en donde las cargas aplicadas a la columna vertebral pueden ser tan elevadas como para dañarla. Varios factores influyen las cargas sobre la columna vertebral durante estas actividades:

1. La posición del objeto con relación al centro de movimiento en la columna vertebral.
2. El tamaño, la forma, el peso y la densidad del objeto.
3. El grado de flexión o la rotación de la columna vertebral.
4. El tipo de carga.

Mantener un objeto cerca del cuerpo reduce el momento de inclinación sobre la columna vertebral porque la distancia desde el centro de gravedad del objeto hasta el centro de movimiento en la columna vertebral (el brazo de palanca) se reduce al mínimo. Mientras más corto sea el brazo de palanca para la fuerza producida por el peso de un objeto dado, menor es la magnitud del momento de inclinación y, por lo tanto, es menor la carga sobre la columna lumbar.

Incluso cuando se realizan tareas idénticas no fatigantes repetidas, existe variabilidad en la técnica de levantamiento del mismo objeto con cinemática y cinética del tronco y con carga espinal.

Cuando una persona que sostiene un objeto se inclina hacia adelante, la fuerza producida por el peso del objeto más la que se produce por el peso de la parte superior del cuerpo crea un momento de inclinación sobre el disco que aumenta la carga sobre la columna vertebral. Este momento de inclinación es mayor al producido cuando la persona se mantiene de pie en posición erguida y sostiene el mismo objeto.

Dinámica

Casi todos los movimientos del cuerpo aumentan la activación muscular y las cargas sobre la columna vertebral. Este incremento es modesto durante actividades como marcha lenta o los giros sencillos pero se hace más evidente durante varios ejercicios y la complejidad del movimiento dinámico y la carga dinámica.

ESTABILIDAD MECÁNICA DE LA COLUMNA LUMBAR

La estabilidad mecánica de la columna lumbar se logra por varios medios: IAP, co-contracción de los músculos del tronco y soporte externo.

IAP (Presión intraabdominal)

La IAP es un mecanismo que puede contribuir a la disminución de carga y a la estabilización de la columna lumbar. La IAP es la presión creada dentro de la cavidad abdominal por una contracción coordinada del diafragma y los músculos abdominales y los del piso pélvico.

El transverso abdominal es el principal músculo abdominal responsable de la generación de IAP. Dado que el músculo transverso abdominal tiene una orientación horizontal crea compresión y aumento de la IAP sin un momento flexor acompañante. Conforme se contrae la musculatura abdominal, la IAP aumenta y convierte al abdomen en un cilindro rígido que incrementa en gran medida la estabilidad en comparación con la columna vertebral multisegmentada.

La IAP crece durante condiciones estáticas y dinámicas como levantar objetos, bajar, correr y saltar y durante las perturbaciones inesperadas del tronco. La IAP contribuye a la estabilidad mecánica de la columna vertebral por medio de la coactivación entre los músculos antagonistas flexores y extensores del tronco, lo que provoca aumento de la rigidez espinal.

Co-contracción muscular del tronco

La co-contracción muscular del tronco a cargo de los grandes músculos del tronco es básica para la estabilidad de la columna vertebral, el aumento de actividad de los flexores profundos del tronco tiene una función importante en la estabilidad lumbopélvica. La co-contracción muscular aumenta a mayores niveles de carga, igual que la compresión espinal y la rigidez del tronco.

La pérdida de estabilidad de la columna vertebral en ocasiones es resultado de carga repetitiva que fatiga a los músculos del tronco. Desde el punto de vista mecánico, la resistencia muscular está definida como el punto en el cual se observa la fatiga muscular, por lo general a través de un cambio en el patrón de movimiento.

Estabilización externa

La restricción del movimiento a cualquier nivel de la columna vertebral puede aumentar el movimiento a otro nivel. Hasta la fecha no hay evidencia concluyente acerca de la actividad de los cinturones dorsales.

CAPÍTULO 3. INTRODUCCIÓN AL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

- Definición
- Descripción
- Fases computacionales
- Software utilizado

CAPÍTULO 3. INTRODUCCIÓN AL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

Definición

Es un método de carácter numérico que se emplea para resolver problemas de ingeniería y física. Entre las diversas áreas de aplicación destacan principalmente: análisis estructural, transferencia de calor, análisis de fluidos, transporte de masa y potencial electromagnético.

La formulación de este método subdivide el problema en partes más pequeñas y más simples llamadas elementos finitos. Cada uno de estos elementos es modelado por ecuaciones simples que se agrupan dando como resultado un sistema algebraico de ecuaciones que modela el problema en conjunto. Para resolver el problema, el método proporciona valores de las incógnitas del sistema en un número discreto de puntos sobre el dominio llamados nodos. En el resto de puntos, la solución se obtiene interpolando a partir de los resultados obtenidos en los nodos, por tanto la solución será aproximada.

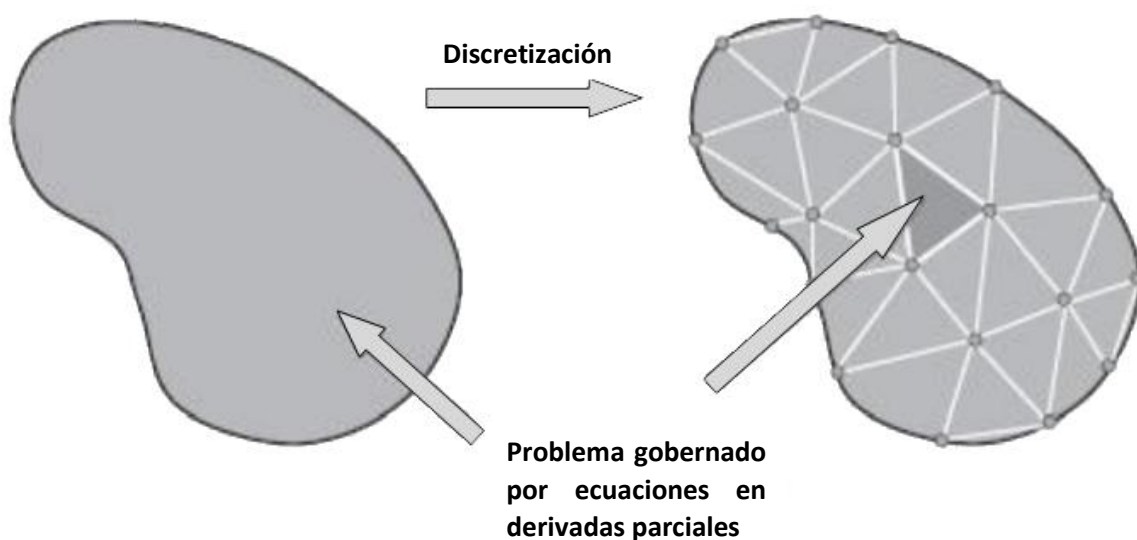


Ilustración 19: Discretización de un sólido [19]

Descripción

El método de los elementos finitos se basa en el concepto de rigidez y deformación de un muelle formulado en forma matricial y extendido para el elemento en cuestión.

Para poder aplicar el método, es necesario primeramente, discretizar el sistema a analizar dividiéndolo en elementos más simples unidos por nodos, a los que poder aplicar la ecuación de rigidez y agruparlas por superposición, obteniendo un sistema matricial del tipo:

$$[K]\{u\} = F$$

K = matriz de rigidez del sistema estructural, matriz simétrica de tantas filas y columnas como nudos tenga el sistema discretizado. De manera que cada elemento de la matriz representa la fuerza

necesaria aplicada sobre el nudo en cuestión para obtener un desplazamiento equivalente en dicho nudo.

F = vector columna, conocido como vector de cargas, en el que se encuentran las fuerzas exteriores aplicadas al sistemas.

u = denominado vector de desplazamientos nodales, que representa de manera ordenada, todos los desplazamientos que experimentan los nodos del modelo.

Normalmente K será un valor conocido cuyo valor dependerá del elemento en cuestión. Además, las fuerzas que se aplican directamente al sistema también serán conocidas, de manera que las incógnitas del sistema matricial serán los elementos del vector de desplazamientos, que se obtendrán por medio de las condiciones de contorno que imponga el diseño, las cuales determinan el sistema posibilitando así su resolución.

En otras palabras, las componentes del vector F correspondientes a las cargas directamente aplicadas al sistema son conocidas, mientras que generalmente, las cargas de reacción que aparecen como consecuencia de las condiciones de contorno no lo son. De forma análoga, del vector de desplazamientos nodales se conocen aquellas componentes que resultan consecuencia directa de las condiciones de contorno que existen.

Fases computacionales

Desde el punto de vista de la programación, las tareas necesarias para llevar a cabo el análisis mediante elementos finitos pueden incluirse en tres etapas: preproceso, cálculo y postproceso.

PREPROCESO Y GENERACIÓN DE LA MALLA

Se debe definir la geometría que se va a tratar junto con las propiedades de los materiales involucrados. Además, antes de empezar a resolver el problema, deben conocerse las cargas aplicadas junto con las condiciones de contorno del sistema. No obstante, el paso de mayor relevancia es el de la discretización en elementos finitos. Este último paso es de gran importancia ya que en función del número de elementos, el resultado será más o menos preciso y requerirá un mayor o menor tiempo de procesamiento.

CÁLCULO Y RESOLUCIÓN DE SISTEMAS DE ECUACIONES

En esta etapa se llevan a cabo todas las operaciones necesarias para resolver el problema, empezando por la obtención de las matrices de rigidez local de cada uno de los nodos, para luego ensamblarlas y obtener la matriz de rigidez global que es la que se utiliza en la fórmula anterior. Una vez conocidas las condiciones de contorno y las cargas aplicadas, ya definidas en el preproceso, se resuelve el sistema matricial correspondiente. A lo sumo, deberá considerarse si se trata de un análisis dinámico o estático de la misma forma que si es lineal o no.

POSTPROCESO

Finalmente, esta fase tratara de interpretar los resultados obtenidos mediante representaciones gráficas, a partir de los cuales se obtendrán las tensiones y los desplazamientos.

Software utilizado

INTRODUCCIÓN

Existe una gran variedad de programas que implementan herramientas para resolver el método de elementos finitos, entre ellos se encuentran: ANSYS, Creo Parametrics, MSC Nastran Patran, ABAQUS...

El Software utilizado en este proyecto para el análisis por elementos finitos es ABAQUS.

PRODUCTOS

Abaqus/CAE (Complete Abaqus Environment)

Es un entorno completo de Abaqus que proporciona una interfaz simple y consistente para crear, enviar, supervisar y evaluar los resultados de las simulaciones Abaqus/Standard y Abaqus/Explicit. Se divide en módulos, donde cada módulo define un aspecto lógico del proceso de modelado; Por ejemplo, definir la geometría, definir las propiedades del material y generar una malla. Al pasar de un módulo a otro, construye el modelo del que Abaqus/CAE genera un archivo de entrada que envía al producto de análisis Abaqus/Standard o Abaqus/Explicit. El producto de análisis realiza el análisis, envía información a Abaqus/CAE para permitirle compilar el progreso del trabajo y genera una base de datos de salida. Por último, se utiliza el módulo de visualización de Abaqus/CAE (también licenciado por separado como Abaqus/Viewer) para leer la base de datos de salida y ver los resultados de su análisis.

Abaqus/CFD (Complete Fluid Dynamics)

Abaqus/CFD ofrece avanzadas capacidades computacionales de dinámica de fluidos, con amplio apoyo de pre- y post-proceso de Abaqus/CAE. Las capacidades de simulación CFD en paralelo permiten abordar una amplia gama de problemas no lineales acoplados.

Motores de cálculo (Abaqus/Standard y Abaqus/Explicit)

Los productos de análisis utilizan dos procedimientos básicos de solución: el método implícito o el método explícito. El procedimiento implícito disponible en Abaqus/Standard, y el explícito en Abaqus/Explicit.

Abaqus/Standard; se emplea para resolver problemas tanto estáticos como dinámicos a baja velocidad en los que es preciso alcanzar soluciones fiables y realistas. En una única simulación es posible analizar un modelo en el tiempo y en el dominio de la frecuencia.

Abaqus/Explicit; es un producto de análisis de elementos finitos especialmente orientado a la simulación de eventos dinámicos breves, como los impactos en automoción o en balística terminal. Abaqus/Explicit es característicamente eficiente en la simulación de muchos eventos cuasi-estáticos, debido a su capacidad para reproducir el comportamiento no lineal en análisis con contactos variables. Abaqus/Explicit está diseñado para entornos de producción, por lo que la facilidad de uso, fiabilidad y eficiencia son fundamentales en su arquitectura.

Tanto las necesidades de pre- y post-proceso de Abaqus/Standard como las de Abaqus/Explicit están soportadas en el entorno de modelado de Abaqus/CAE.

FUNCIONAMIENTO

ABAQUS se divide en diferentes módulos que sirven para definir cada uno de los parámetros del proceso de modelado del problema que queremos resolver:

Part

Este módulo se emplea para crear, editar y administrar las partes del modelo actual. Cada parte es almacenada en forma de una lista ordenada de características. Los parámetros que definen cada característica; como la profundidad de extrusión, el diámetro del agujero, la ruta de barrido, etc. se combinan para definir la geometría de la pieza.

Property

En este módulo se pueden especificar las propiedades de una región de pieza o parte creando una sección y asignándola. En la mayoría de los casos, las secciones se refieren a materiales que se hayan definido previamente.

Assembly

Este módulo se utiliza para crear y modificar el ensamblado, que se compone de instancias de partes del modelo así como de otros modelos.

Cuando se crea una parte, esta tiene su propio sistema de coordenadas, independientemente de otras partes del modelo. El módulo de Assembly permite posicionar las instancias entre sí en un sistema de coordenadas global, creando así el ensamblaje.

También se pueden crear instancias de otros modelos en el modelo principal, lo que permite agregar subensamblajes completos además de partes individuales. Las instancias del modelo se crean de la misma forma que las instancias de parte y se pueden posicionar y manipular de manera similar.

Step

Se decide si se trata de un estudio de carácter estático o dinámico.

En este módulo se crean pasos de análisis que proporcionan una forma conveniente de capturar cambios en las condiciones de carga y de contorno del modelo, cambios en la forma en que las partes del modelo interactúan entre sí, la eliminación o adición de partes y cualquier otro cambio que pueda ocurrir en el modelo durante el curso del análisis.

Además, se especifica la salida creando peticiones que se propagan a los pasos de análisis posteriores; definiendo qué variables se emitirán durante un paso de análisis, de qué región del modelo se emitirán, y a qué velocidad se enviarán.

También permite definir regiones de malla adaptativas y especificar controles para el mallado y análisis.

Interaction

Se definen las interacciones mecánicas o térmicas entre los distintos elementos del conjunto. Estas interacciones son dependientes del módulo Step, lo que significa que al definir las, se debe indicar en qué pasos del análisis están activas.

Este módulo consta de un conjunto de herramientas que permiten definir y nombrar regiones del modelo a las que se le aplican interacciones y restricciones determinadas, definir variaciones en algunos atributos de interacción a lo largo del análisis, crear campos analíticos en los que definir parámetros variables para las interacciones seleccionadas, definir puntos de referencia que se utilizan en las restricciones y crear características de cable para el nivel de ensamblaje.

Load

Se definen las cargas y las condiciones de contorno aplicadas al sistema. Al igual que las interacciones, son dependientes del módulo Step, lo que significa que se deben especificar los pasos de análisis en los que están activas.

Para las condiciones prescritas, este módulo también incluye varias herramientas que permiten especificar dependencias de tiempo o frecuencia complicadas, definir y nombrar regiones del modelo aplicadas y crear campos para definir parámetros que varían espacialmente.

Mesh

El módulo Malla permite generar mallas sobre piezas y ensamblajes creados dentro de Abaqus/CAE. Están disponibles varios niveles de automatización y control para que se pueda crear una malla que satisfaga las necesidades del análisis. Al igual que con la creación de partes y ensamblajes, el proceso de asignar atributos de malla al modelo -como semillas, técnicas de malla y tipos de elementos- está basado en características. Como resultado, se puede modificar los parámetros que definen una pieza o un ensamblaje y los atributos de malla se regeneran automáticamente.

Optimization

Este módulo se utiliza para crear una tarea de optimización que se puede utilizar para optimizar la topología o la forma del modelo dado un conjunto de objetivos y un conjunto de restricciones. Por ejemplo, una optimización puede intentar eliminar material de regiones seleccionadas para satisfacer un objetivo de peso máximo manteniendo al mismo tiempo una rigidez mínima.

Job

Una vez que haya terminado todas las tareas implicadas en la definición del modelo (como la definición de la geometría del modelo, la asignación de propiedades de sección y la definición de contacto), el módulo Job se encargará de analizarlo. Permite crear un trabajo, someterlo a análisis y supervisar su progreso. Si es preciso, puede crear varios modelos y trabajos y ejecutar y supervisar los trabajos simultáneamente.

Sketch

Este módulo permite crear bocetos, que son perfiles bidimensionales que se utilizan para ayudar a formar la geometría que define una parte del modelo. Se puede crear un boceto que defina una parte plana, un rayo o una partición; o que pueda ser extruido, barrido o girado para formar una parte tridimensional.

CAPÍTULO 4. MODELO NUMÉRICO

- Introducción
- Objetivo
- Método
- Escenario de Validación
- Escenario de Estudio

CAPÍTULO 4. MODELO NUMÉRICO

Introducción

La columna vertebral es una compleja estructura física portadora de la carga humana, que tiene una gran variedad de manifestaciones clínicas. Esto se relaciona principalmente con la estructura física congénita de las vértebras lumbares y su carga en toda la columna vertebral.

El uso del análisis numérico tridimensional y la tecnología de pruebas biomecánicas resultan eficaces cuando se trata de calcular y probar el estado de tensión y deformación de la columna vertebral bajo esfuerzos.

Objetivo

Con este modelo se pretende investigar la mecánica y el comportamiento de la columna lumbar cuando es sometida a diferentes niveles y estados de carga, mediante el método de elementos finitos y la adopción del modelado tridimensional.

Método

GEOMETRÍA

En primera instancia, se pensó estudiar el comportamiento de la columna lumbar considerando un modelo tridimensional que incluyera las tres primeras vértebras lumbares con sus correspondientes discos intervertebrales y ligamentos asociados.

Finalmente, se optó por una elección más simple que consiste en las dos primeras vértebras con su disco intermedio sin ligamentos (Wagnac et al., 2012) [3] formando un conjunto vértebra + disco intervertebral + vértebra. La razón no es otra que una mayor eficiencia computacional que permite llevar a cabo el análisis.

Cabe decir que, de la información encontrada se puede extraer que casi todos los estudios se centran en las vértebras lumbares, que como ya se ha comentado anteriormente son de gran importancia.

Con respecto a la obtención del modelo, este se ha conseguido de otras fuentes [20], justificado por la consideración de una mejor aproximación en cuanto a la representación real de la columna lumbar y rentable en términos de tiempo y precisión.

Por otra parte, este modelo había sido creado en otro programa de diseño y tuvo que ser convertido en un formato que pudiese leer ABAQUS. También ha sido necesario remodelar ciertas partes, especialmente el disco intervertebral, ya que la geometría de origen contenía excesivas líneas de diseño que afectaban a cuestiones de mallado y contacto como se verá más adelante.

PROPIEDADES

En cada una de las vértebras se ha definido una única sección a la que se le ha asignado las propiedades del material necesarias, es decir, el Módulo el Young y el coeficiente de Poisson.

Sin embargo, en el disco intervertebral se han tenido en cuenta dos secciones diferentes: el anillo fibroso y el núcleo pulposo.

En la literatura se encontraron diferentes propiedades utilizadas para el núcleo pulposo y el anillo fibroso, hecho que queda patente en el estudio realizado por Lammardo et. al en 2013 [13].

Para el desarrollo del este modelo, finalmente se optó por emplear propiedades semejantes a las usadas por Tsouknidas et al. en el artículo publicado en 2012 [14]. Valorando la coherencia de los resultados obtenidos y persiguiendo una validación más representativa, como se verá a continuación.

	Módulo de Young (MPa)	Coeficiente de Posisson
Vértebra	11300	0,2
Anillo fibroso	4,2	0,495
Núcleo pulposo	0,2	0,45

Tabla 3: Propiedades de las secciones

PASOS DE ANÁLISIS

Hubo de tenerse en consideración la posibilidad de tratar el estudio del modelo como un caso estático o dinámico. Inicialmente se probó con un análisis dinámico que no concluyó en ningún resultado, por esta razón se optó por llevar a cabo un análisis estático del modelo.

También se han tenido en cuenta las linealidades geométricas, que aunque no tendrán una influencia significativa en los resultados, su consideración no va más lejos de la realidad.

El análisis se realizará en 1 unidad de periodo de tiempo y los incrementos se sucederán de 1 unidad como máximo y de 0.00005 unidades como mínimo.

INTERACCIONES Y CONTACTOS

Se tienen tres claras regiones de contacto: vértebra (L1) - disco, disco - vértebra (L2), vértebra (L1) - vértebra (L2). Para las que se escoge un contacto de tipo superficial con ajuste exclusivo para eliminar el solapamiento entre las partes.

Sin embargo, no se ha tenido en consideración el contacto entre las vértebras que se produce entre las apófisis de las mismas, hecho pertinente al no haber incluido ligamentos en el modelo (Wagnac et al., 2012) [3].

También se ha definido un punto de referencia sobre vértebra superior, al que se le ha aplicado una restricción de acoplamiento con la superficie de la misma, para facilitar la distribución de los pares aplicados en el escenario de estudio.

GENERACIÓN DE LA MALLA

Junto con las interacciones y contactos entre cada una de las partes, el mallado del modelo ha sido uno de los puntos más restrictivos desde el punto de vista analítico.

Se han utilizado tetraedros con geometría cuadrática como tipo de elementos, pues era el único compatible con el modelo, bajo una técnica de mallado libre.

Por otro lado, el tamaño de elemento óptimo debería obtenerse mediante un análisis de sensibilidad de malla que indicara el punto equidistante entre precisión y eficiencia. Sin embargo, esto no ha sido posible debido a que el modelo no respetaba cualquier tamaño y la malla generada no era todo lo aceptable que debiera. Por esto, se priorizaron tamaños que permitieran llevar a cabo el análisis.

En la misma línea, se detectó que la parte más restrictiva del modelo en este ámbito era el disco intervertebral, por lo que se optó por el mallado más fino compatible con el análisis, adaptando el tamaño de elemento de las vértebras en función del tiempo de cálculo y la variación de los resultados.

CARGAS Y CONDICIONES DE CONTORNO

En el estudio del modelo se definen varios casos de carga con el fin de poder analizar su comportamiento de la manera más exhaustiva posible.

Para esto, se hubo de investigar a través de diferentes fuentes bibliográficas los movimientos más representativos y las cargas lo más realistas posibles a las que está sometida la columna lumbar. Evidentemente, la lordosis lumbar tendrá cierto grado de influencia en las componentes de las fuerzas que se mencionan. Sin embargo, en cualquier caso se tendrá en consideración las componentes más significativas de las mismas.

De todo ello se puede extraer que la mayoría de las cargas a las que está sometida la columna, se traducen en fuerzas axiales y momentos flectores aplicados sobre el conjunto vértebra + disco intervertebral + vértebra, mientras que los esfuerzos cortantes a los que pueda estar sometido son poco comunes, siendo en la mayoría de los casos componentes secundarias de las fuerzas aplicadas.

Genéricamente, tanto las cargas como su aplicación se diferenciarán para un escenario de validación en el que se compararán los resultados del modelo con otro caso de estudio similar, y otro escenario de estudio en el que se llevará a cabo el análisis del comportamiento del modelo para diferentes cargas aplicadas. Las de compresión se aplicarán sobre la superficie superior de la vértebra L1 y los momentos de inclinación sobre el punto de referencia definido previamente.

En cuanto a las condiciones de contorno, para simular el comportamiento vertebral se restringirán los desplazamientos en la vértebra inferior (L2), mediante un empotramiento de la misma. Esta restricción permitirá concentrar la carga en el disco intervertebral y no alejará el resultado de la realidad, ya que los movimientos relativos entre los distintos segmentos vertebrales son relativamente pequeños.

Escenario de Validación

Para analizar el comportamiento del modelo, es necesario validarlo corroborando los resultados obtenidos para casos comunes con otros estudios de la misma índole.

Esta validación se logró comparando la respuesta del modelo con los resultados publicados en el artículo elaborado por Tsouknidas et al. en 2012 [14].

El conjunto vértebra + disco intervertebral + vértebra se sometió a compresión bajo una carga que aumentaba gradualmente y se comparó con la fuerza de compresión determinada analíticamente.

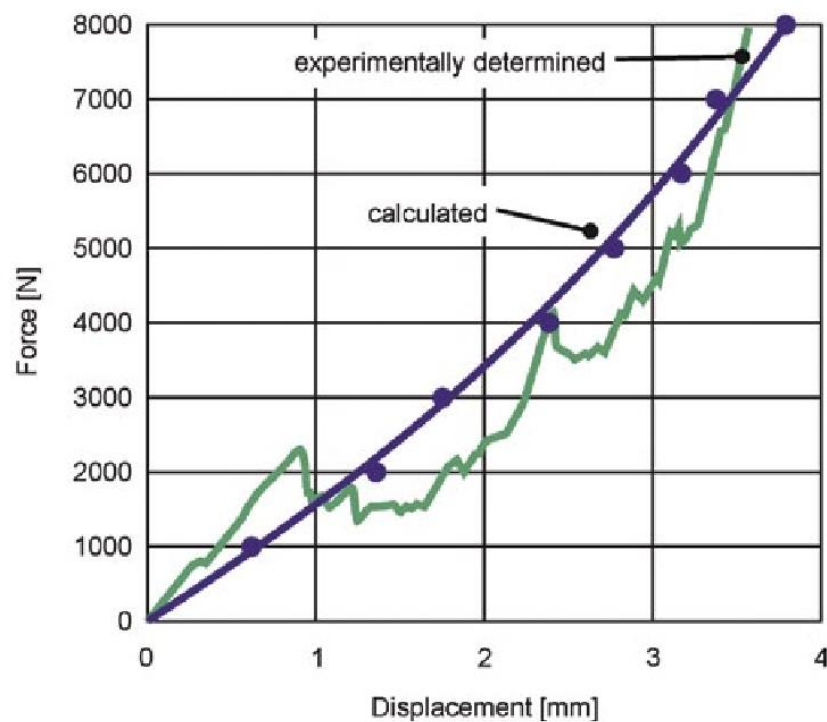


Gráfico 1: Fuerza-Desplazamiento calculado y experimental Tsouknidas [14]

Si se extrapolan los resultados de la gráfica a una tabla para una serie de valores se obtiene:

Carga (N)	Desplazamiento Tsouknidas (mm)
1000	0,62
1500	0,98
2000	1,35

Tabla 4: Desplazamientos Tsouknidas

Escenario de Estudio

Se analizarán diferentes escenarios de carga para evaluar la respuesta y el comportamiento de la columna lumbar en sus movimientos más característicos. Esencialmente se evaluará:

-La influencia del tamaño del objeto sobre las cargas aplicadas a la columna lumbar

El tamaño del objeto tiene repercusiones sobre las cargas aplicadas sobre la columna lumbar. Si se sostienen objetos del mismo peso, forma y densidad pero de diferentes tamaños, el brazo de palanca para la fuerza producida por el peso del objeto es mayor con el más grande y, de esta manera, el momento de inclinación sobre la columna lumbar es mayor.

En estas dos situaciones, la distancia desde el centro de movimiento en el disco hasta la parte anterior del abdomen es de 20 cm. En ambos casos, el objeto tiene una densidad uniforme y pesa 20 Kg.

En el primer caso (CASO A), la amplitud es de 40 cm. Por lo tanto, el momento de inclinación hacia delante que está actuando sobre el disco lumbar inferior es de 60 Nm, ya que la fuerza de 200 N producida por el peso del objeto actúa con un brazo de palanca (L_p) de 30 cm ($200 \text{ N} \times 0.3 \text{ m}$).

En el segundo caso (CASO B), el momento de inclinación hacia delante es de 80 Nm, ya que el brazo de palanca (L_p) es de 40 cm ($200 \text{ N} \times 0.4 \text{ m}$). Se considera $1\text{Kg} = 10 \text{ N}$.

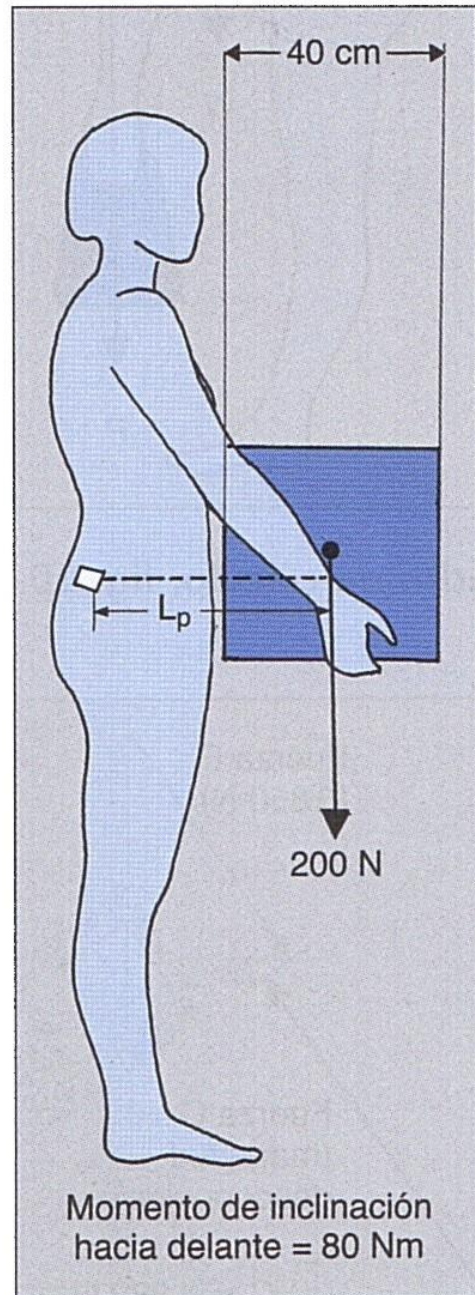
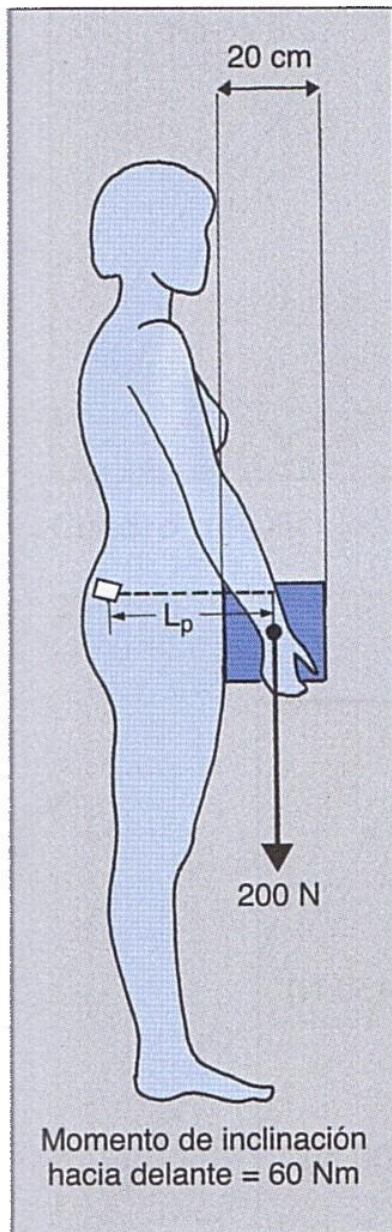


Ilustración 20: CASO A (Izquierda) y CASO B (derecha) [18]

-La influencia de la posición de la parte superior del cuerpo sobre las cargas aplicadas en la columna lumbar durante el levantamiento de objetos.

En las dos situaciones mostradas a continuación, se levanta un objeto idéntico de 20 Kg.

En el primer caso (CASO-C), de pie erguido, el brazo de palanca de la fuerza producida por el peso del objeto (L_p) es de 30 cm, lo que crea un momento de inclinación hacia delante de 60 Nm ($200 \text{ N} \times 0.3 \text{ m}$). El momento de inclinación hacia delante creado por la parte superior del cuerpo es de 9 Nm; se calcula que la distancia del brazo de palanca (L_w) es de 2 cm, y la fuerza producida por el peso de la parte superior del cuerpo es de 450 N. por lo tanto, el momento de inclinación hacia delante total es 69 Nm ($60 \text{ Nm} + 9 \text{ Nm}$).

En el segundo caso (CASO-D), el brazo de palanca de la fuerza producida por el peso del objeto (L_p) aumenta a 40 cm, lo que crea un momento de inclinación hacia delante de 80 Nm ($200 \text{ N} \times 0.4 \text{ m}$). Además, la fuerza de 450 N producida por el peso de la parte superior de cuerpo se vuelve más importante ya que actúa con un momento de palanca hacia delante de 112.5 Nm ($450 \text{ N} \times 0.25 \text{ m}$). De esta forma, el momento de inclinación hacia delante total es 192.5 Nm ($112.5 \text{ Nm} + 80 \text{ Nm}$).

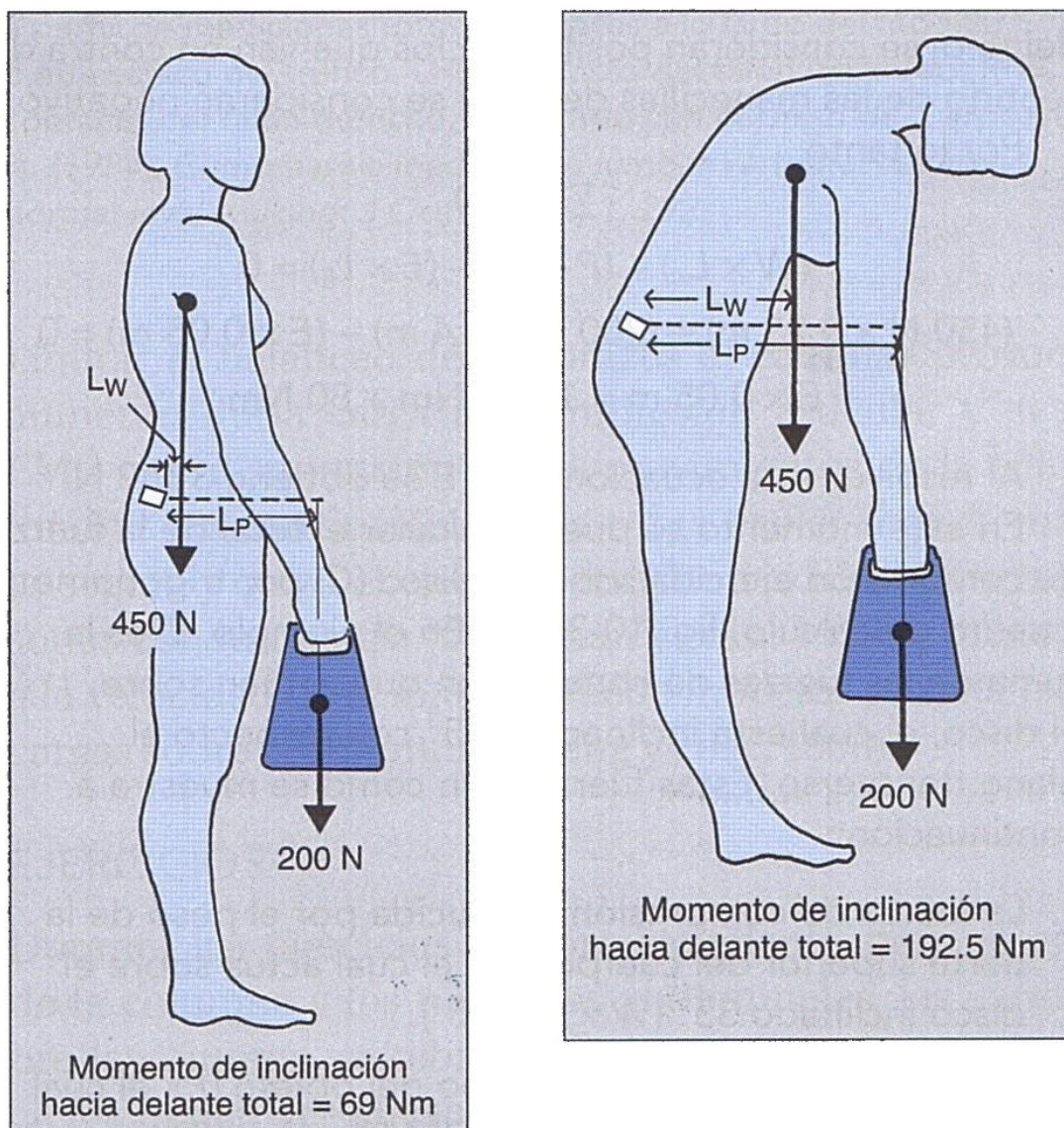


Ilustración 21: CASO C (izquierda) y CASO D (derecha) [18]

CAPÍTULO 5. RESULTADOS Y CONCLUSIONES

- Validación del Modelo
- Resultados obtenidos
- Discusión de resultados
- Conclusiones

CAPÍTULO 5. RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Validación del Modelo

Tras someter al modelo a una carga de compresión gradual, se obtienen los siguientes valores:

Carga (N)	Desplazamiento Tsouknidas (mm)	Desplazamiento Modelo (mm)
1000	0,62	0,69
1500	0,98	0,97
2000	1,35	1,24

Tabla 5: Comparación desplazamientos

Como se puede observar, los resultados son considerablemente parecidos a los obtenidos de la literatura (Tsouknidas et al., 2012) [14]. A medida que va aumentando la carga los resultados siguen una tendencia equivalente. Por consiguiente se puede considerar que el modelo desarrollado es suficiente aceptable para trabajar con él en el escenario de estudio.

Resultados obtenidos

Se utilizará el conjunto que ha sido validado en el apartado anterior. A este conjunto se le deben aplicar las propiedades expresadas anteriormente a cuenta de la metodología previamente descrita, así como las cargas correspondientes según el caso de estudio que se esté analizando.

INFLUENCIA DEL TAMAÑO DEL OBJETO SOBRE LAS CARGAS APLICADAS A LA COLUMNA LUMBAR

CASO-A

Tensiones

L1

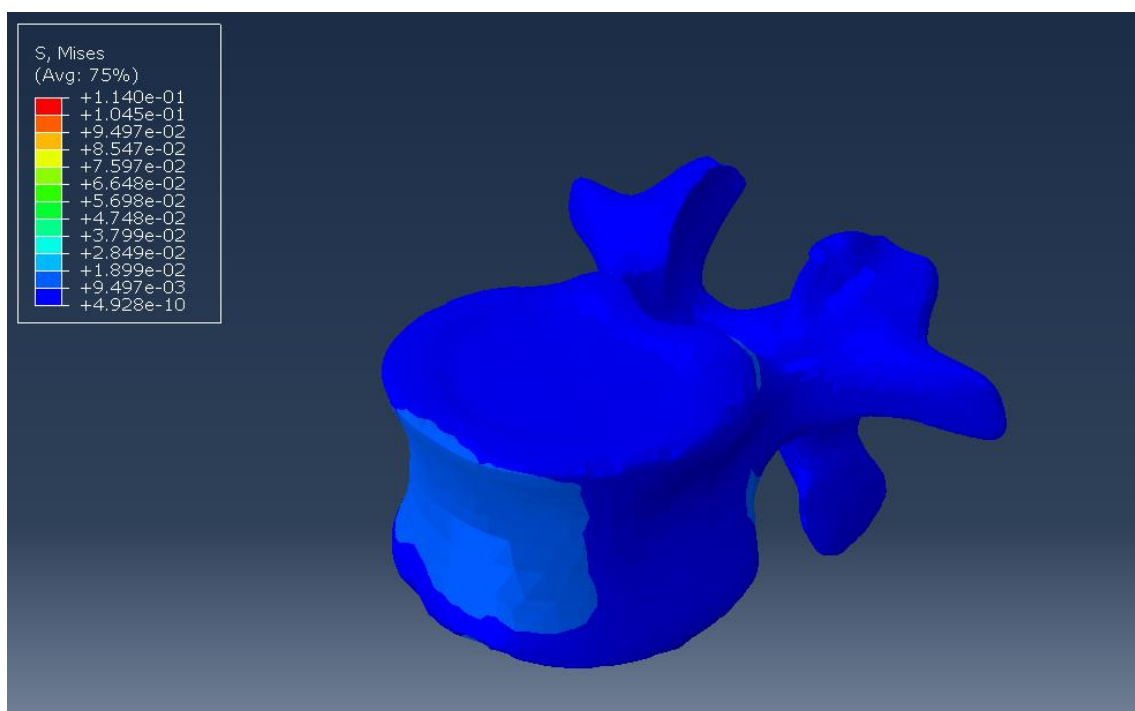


Ilustración 22: Tensión L1 (CASO A)

L2

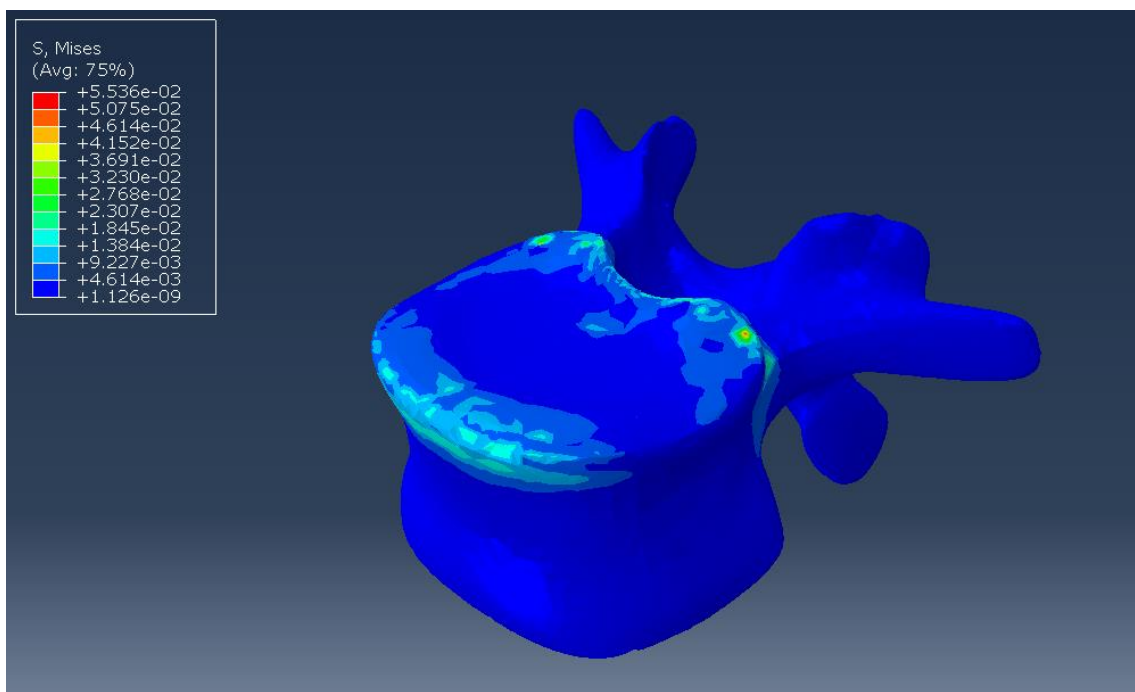


Ilustración 23: Tensión L2 (CASO A)

Disco intervertebral

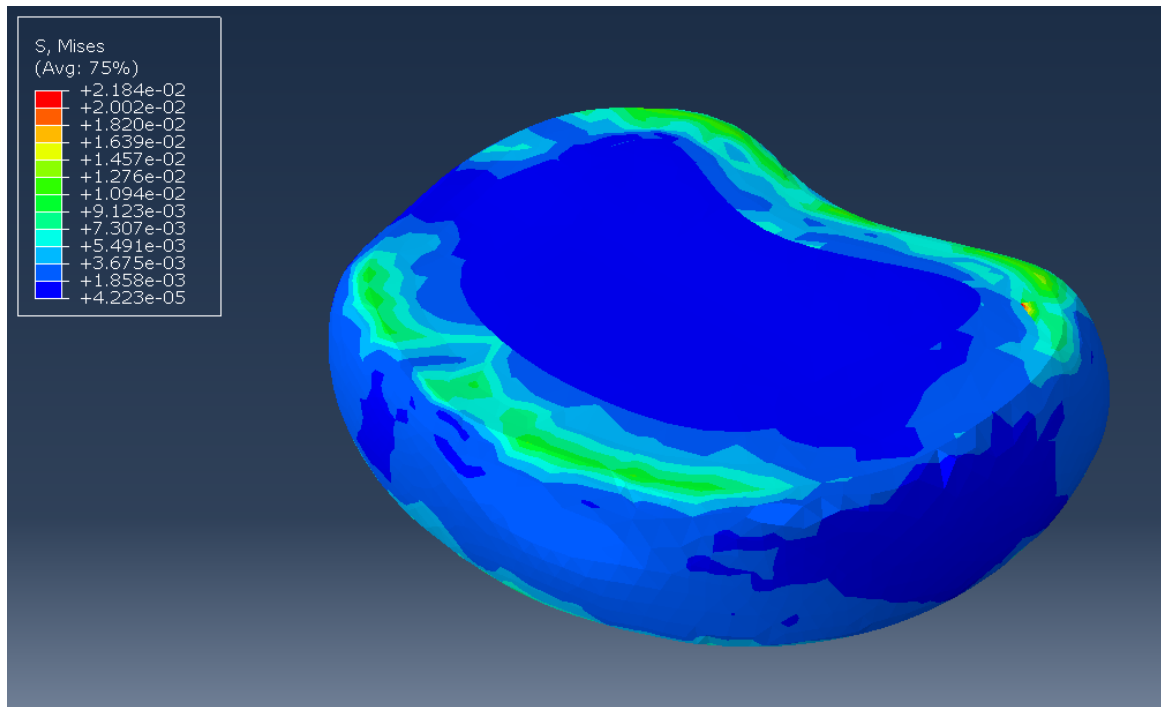


Ilustración 24: Tensión Disco (CASO A)

Desplazamientos

L1

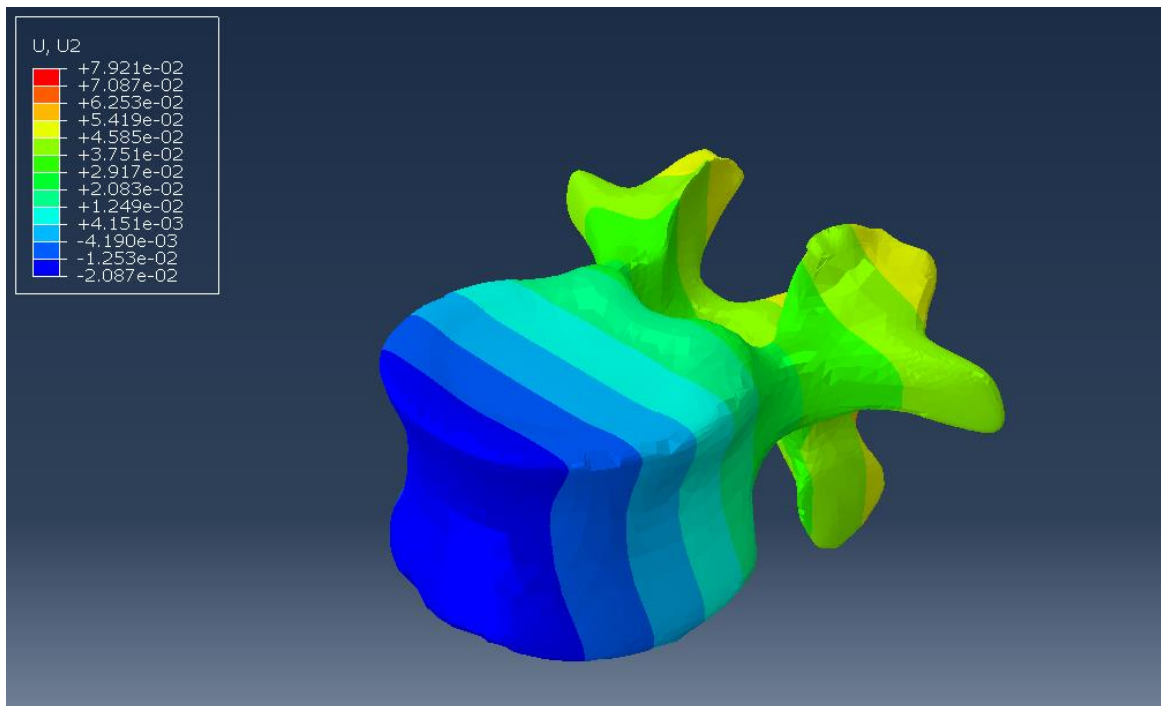


Ilustración 25: Desplazamiento L1 (CASO A)

Disco intervertebral

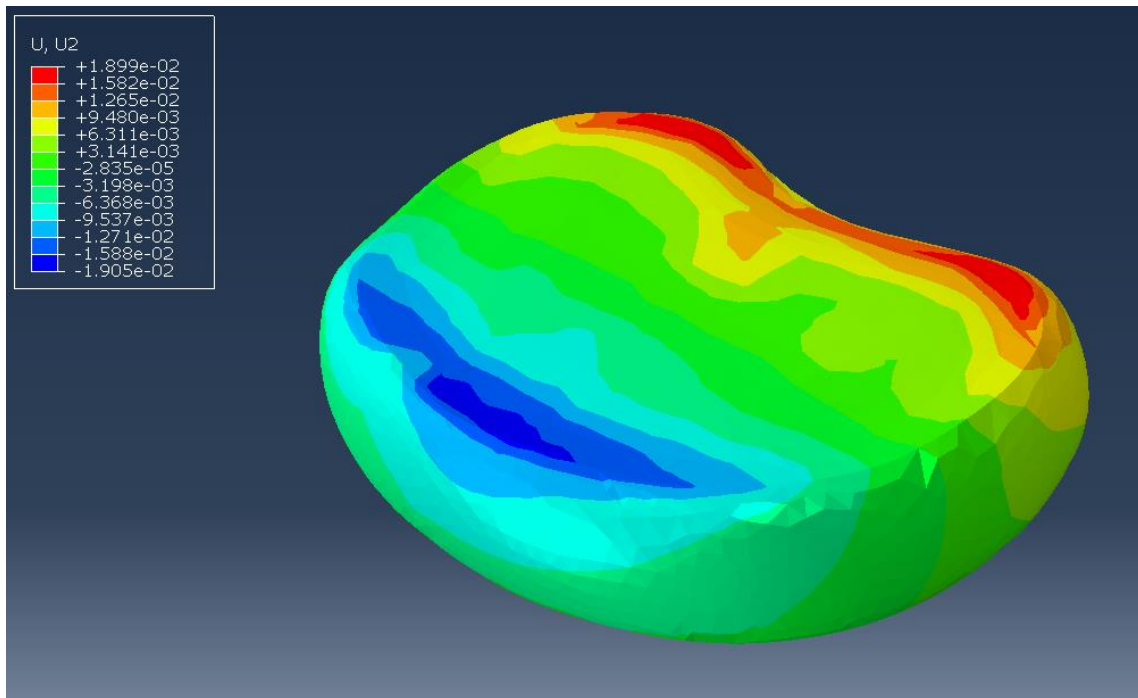


Ilustración 26: Desplazamiento Disco (CASO A)

CASO-B

Tensiones

L1

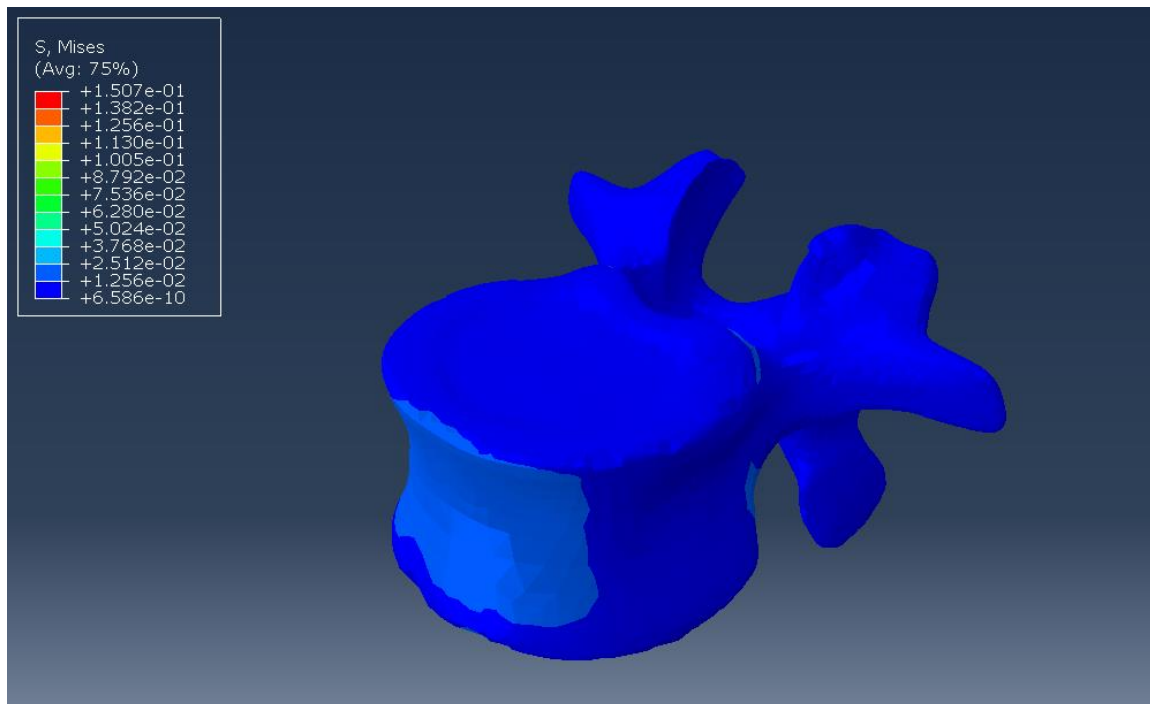


Ilustración 27: Tensión L1 (CASO B)

L2

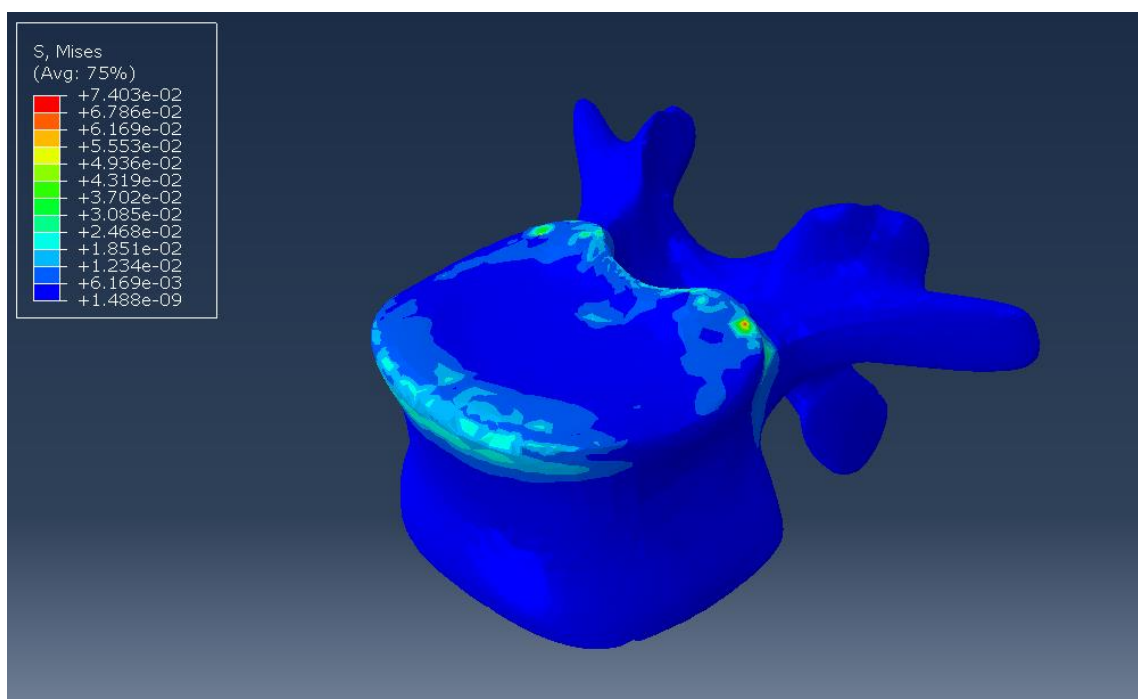


Ilustración 28: Tensión L2 (CASO B)

Disco intervertebral

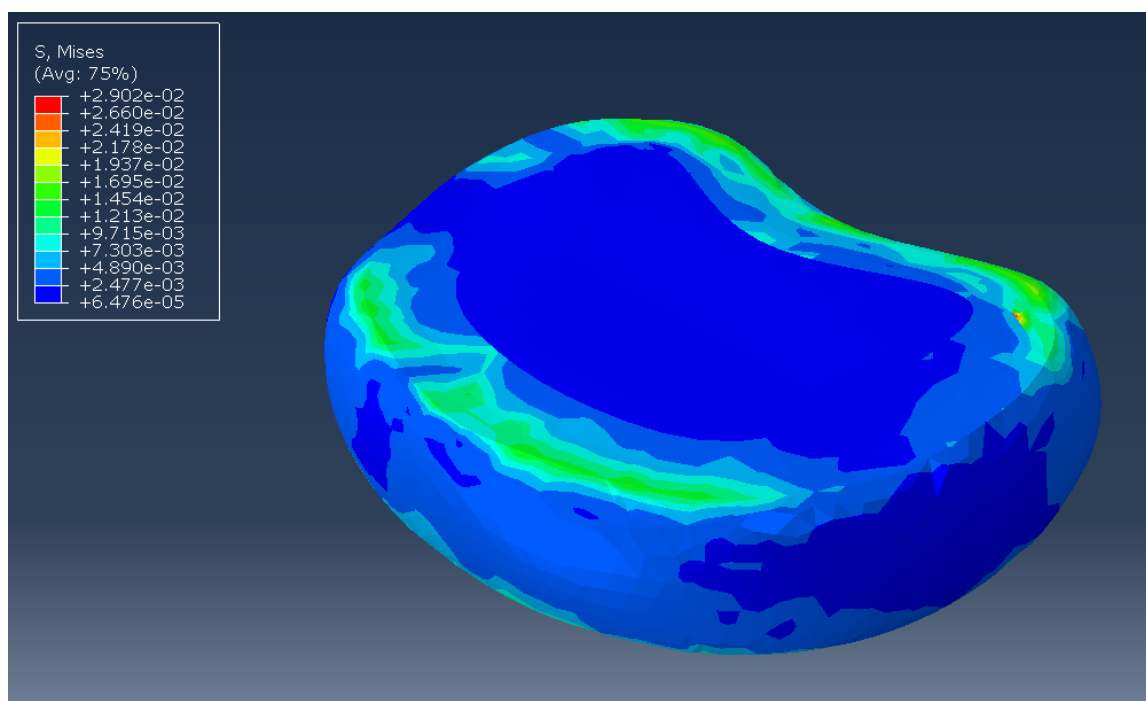


Ilustración 29: Tensión Disco (CASO B)

Desplazamientos

L1

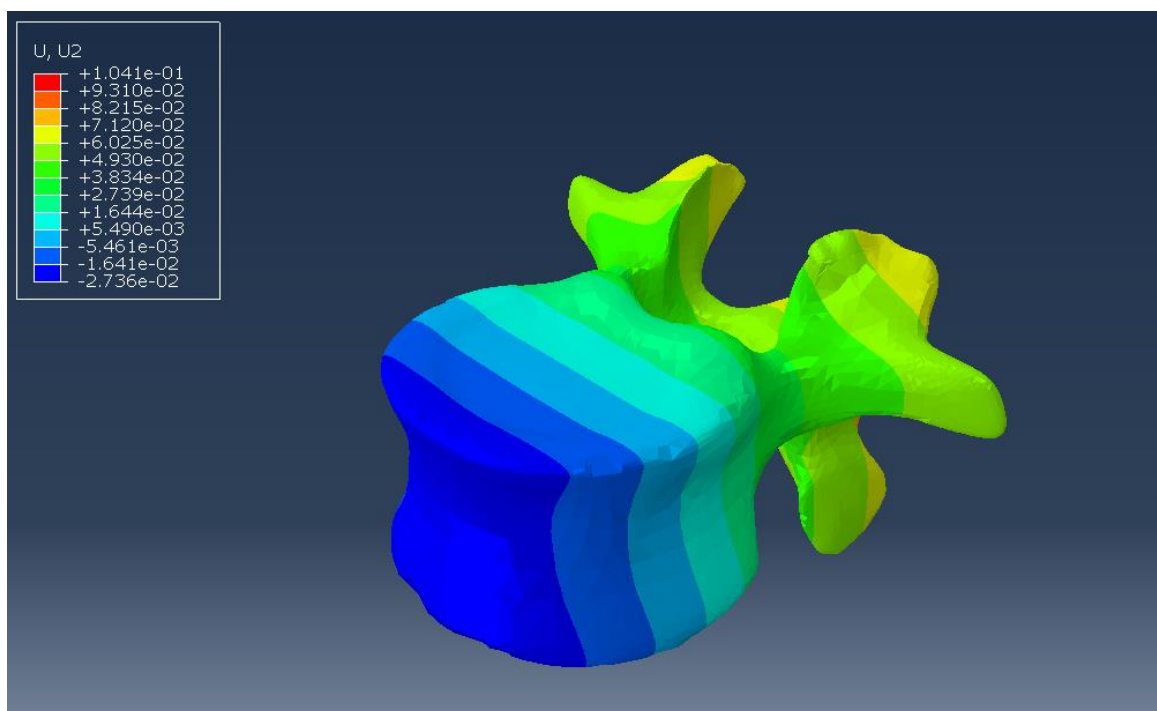


Ilustración 30: Desplazamiento L1 (CASO B)

Disco intervertebral

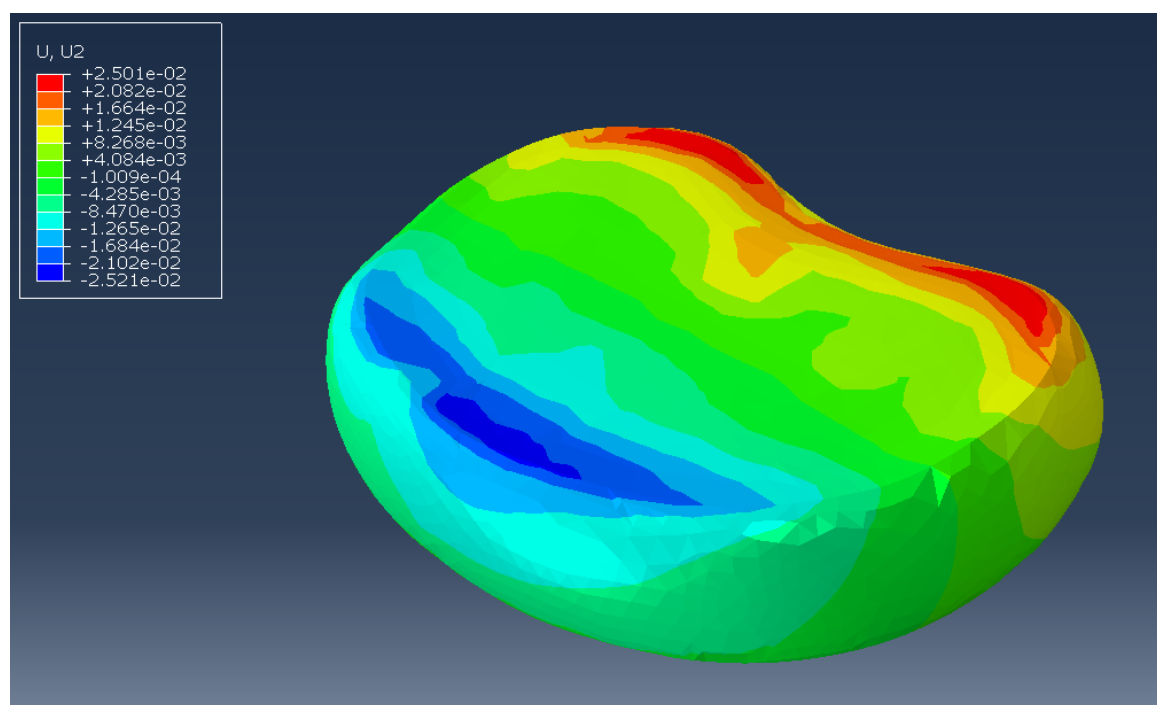


Ilustración 31: Desplazamiento Disco (CASO B)

INFLUENCIA DE LA POSICIÓN DE LA PARTE SUPERIOR DEL CUERPO SOBRE LAS CARGAS APLICADAS EN LA COLUMNA LUMBAR DURANTE EL LEVANTAMIENTO DE OBJETOS

CASO-C

Tensiones

L1

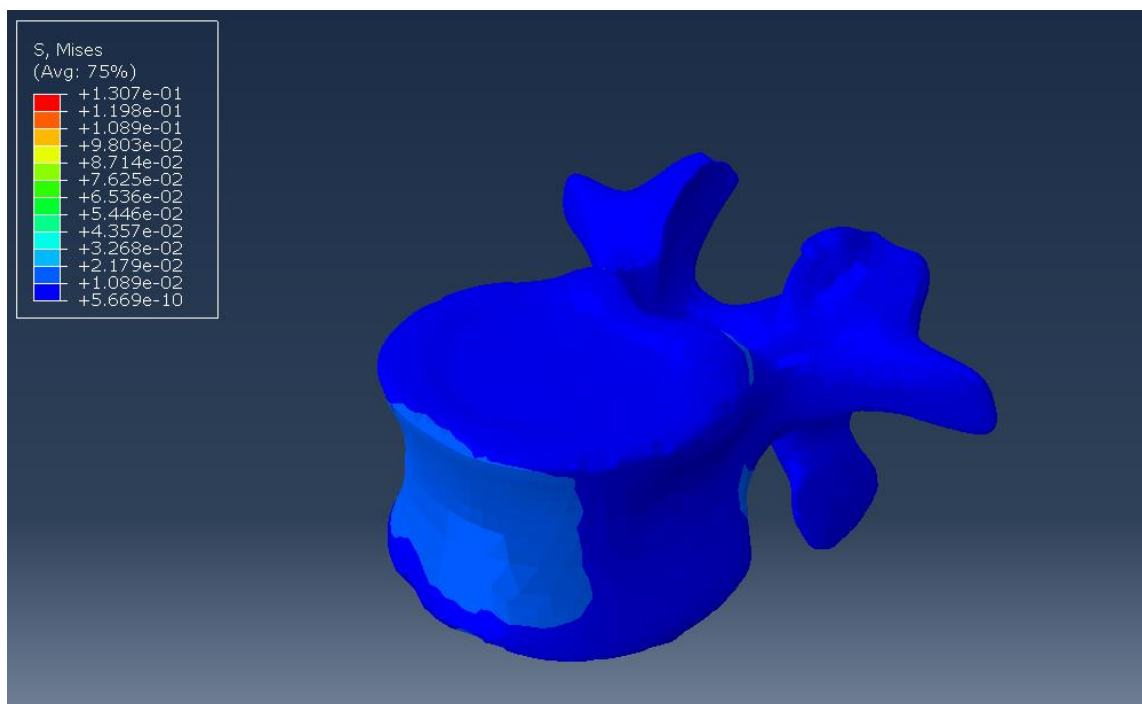


Ilustración 32: Tensión L1 (CASO C)

L2

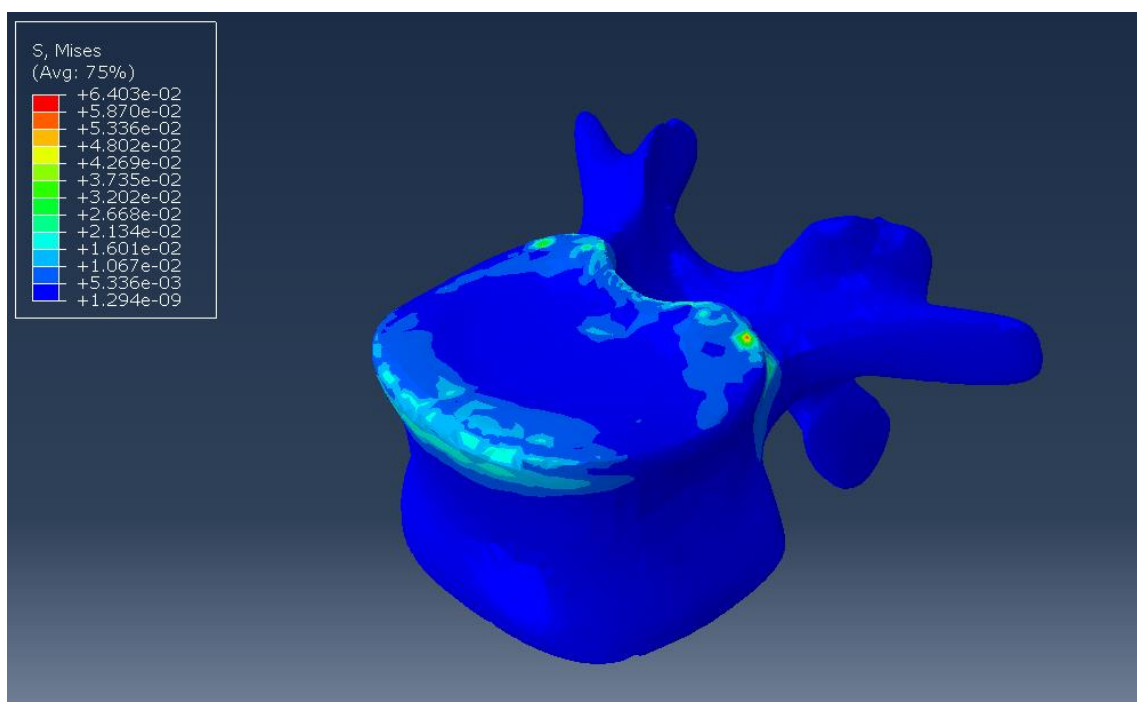


Ilustración 33: Tensión L2 (CASO C)

Disco intervertebral

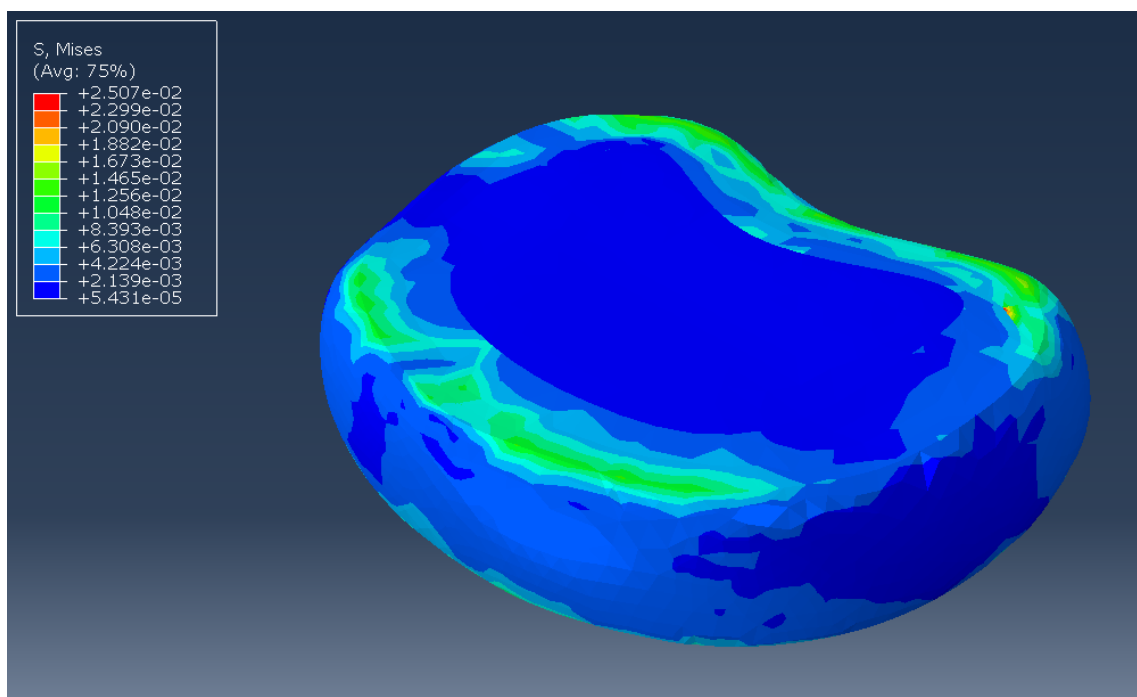


Ilustración 34: Tensión Disco (CASO C)

Desplazamientos

L1

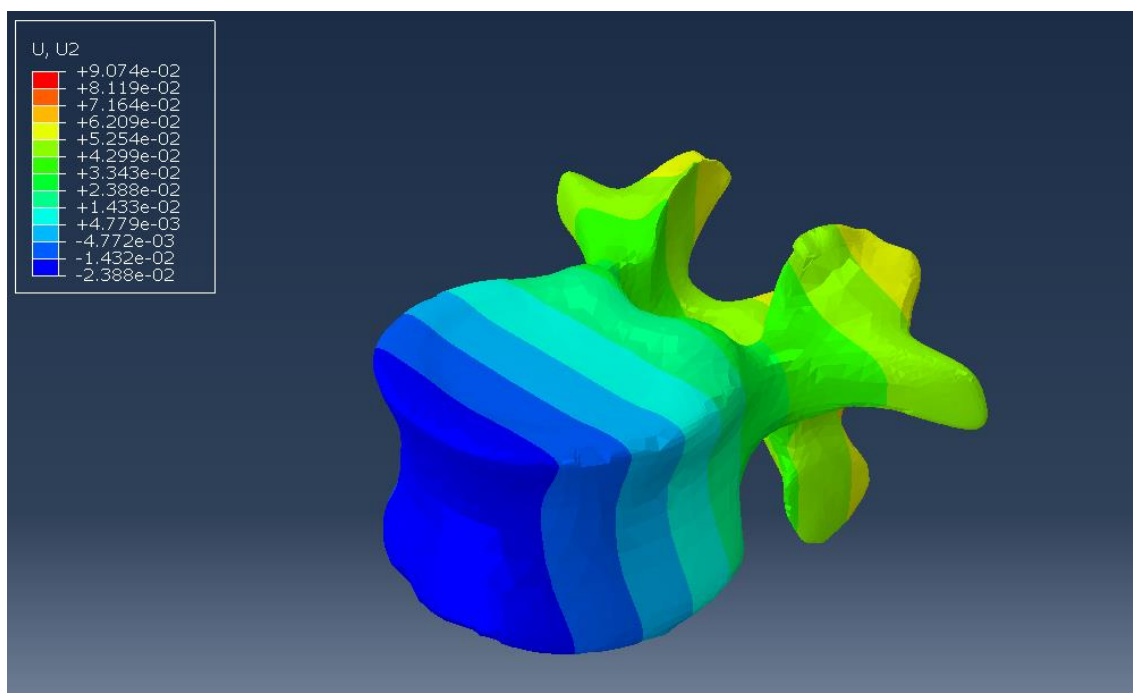


Ilustración 35: Desplazamiento L1 (CASO C)

Disco intervertebral

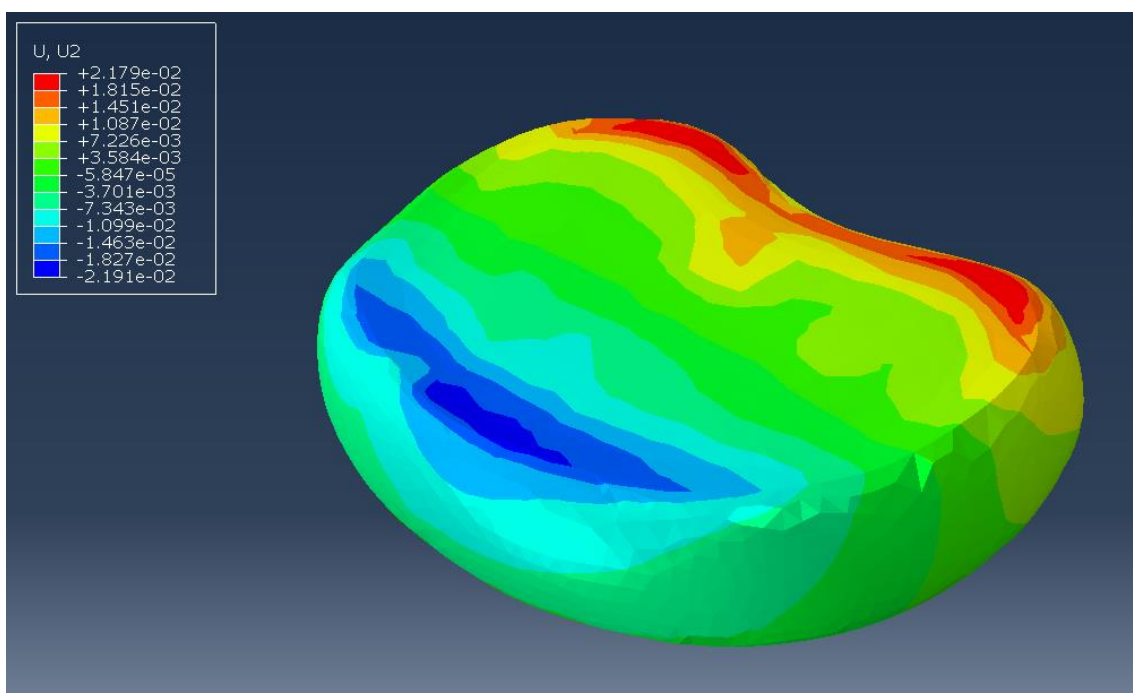


Ilustración 36: Desplazamiento Disco (CASO C)

CASO-D

Tensiones

L1

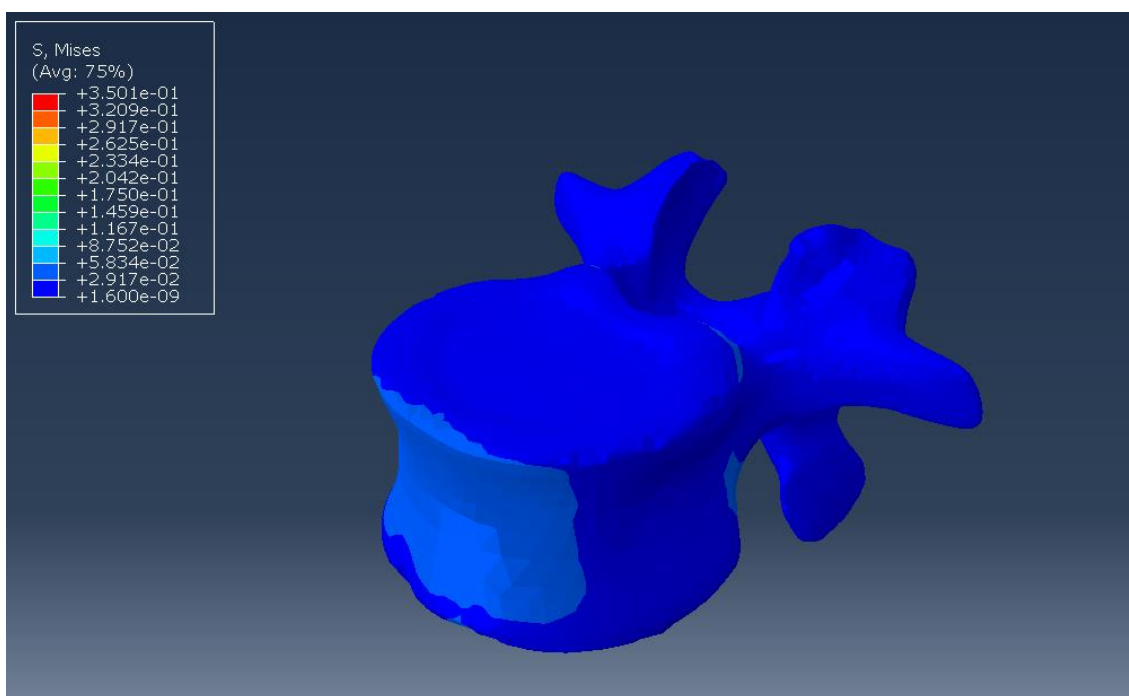


Ilustración 37: Tensión L1 (CASO D)

L2

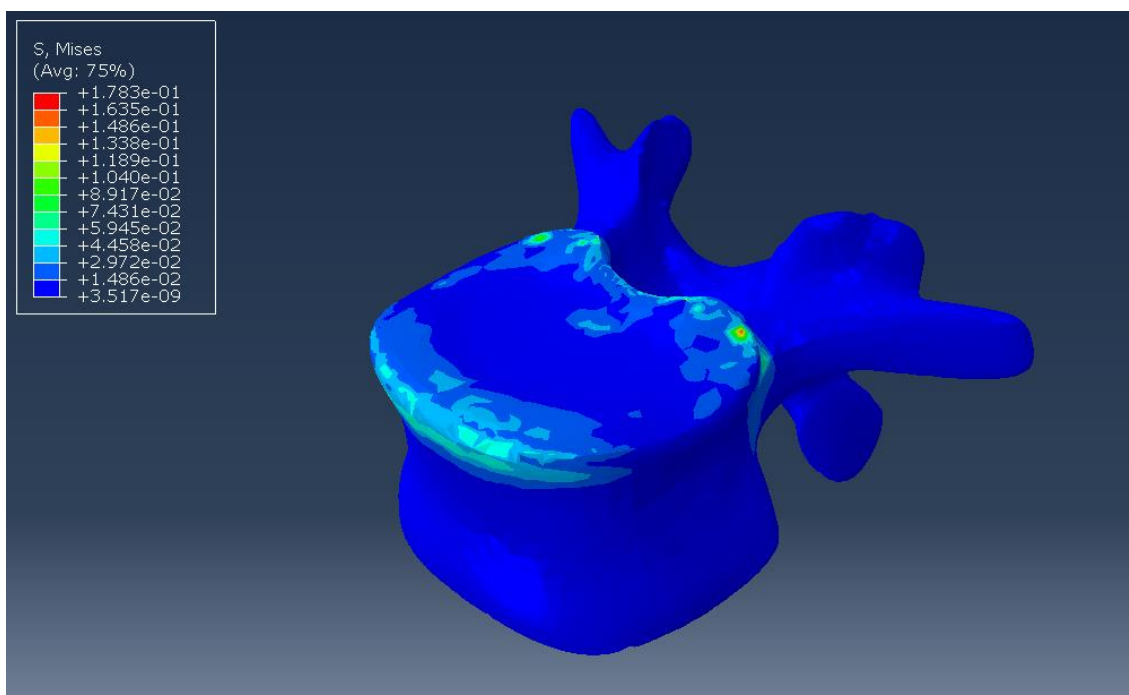


Ilustración 38: Tensión L2 (CASO D)

Disco intervertebral

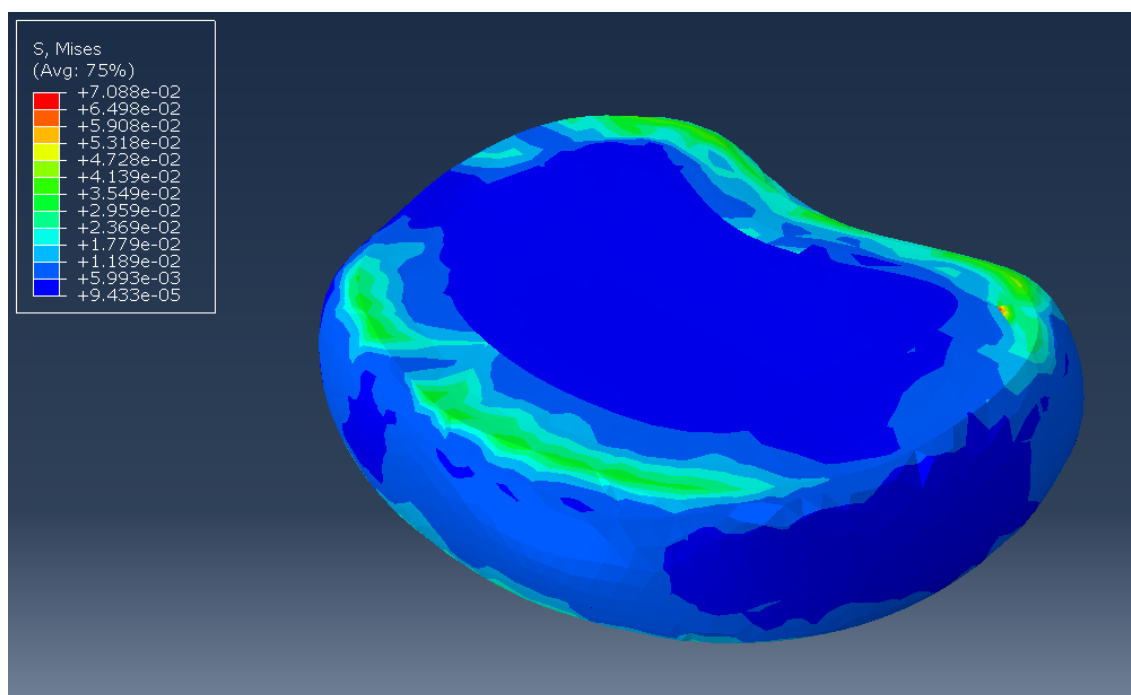


Ilustración 39: Tensión Disco (CASO D)

Desplazamientos

L1

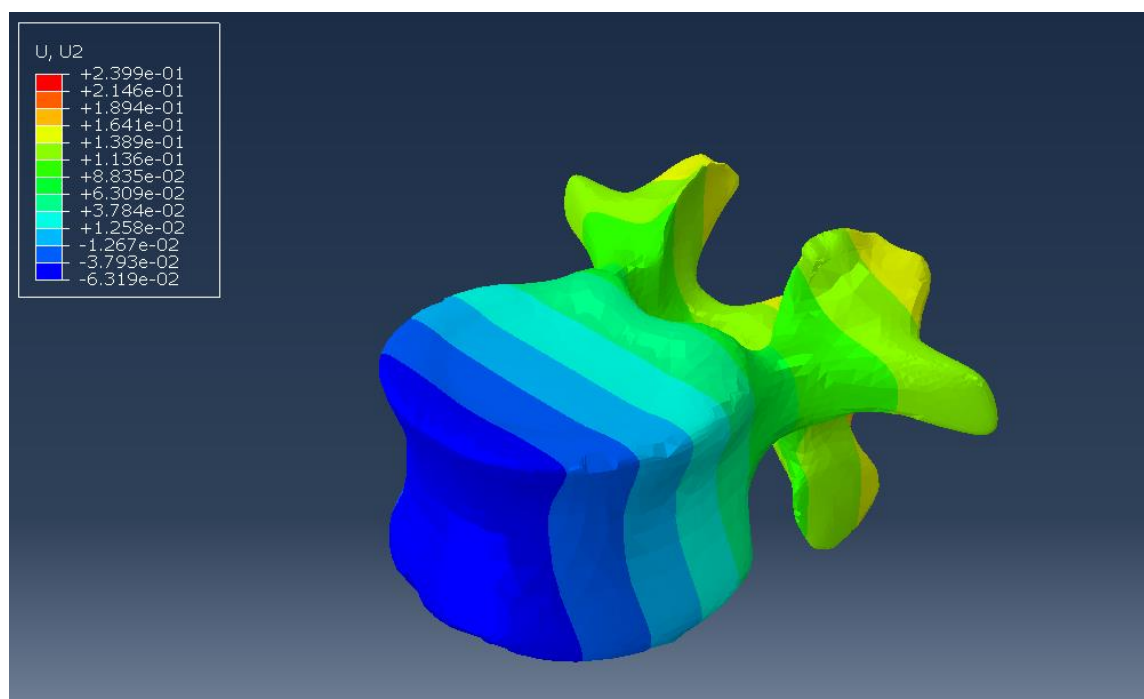


Ilustración 40: Desplazamiento L1 (CASO D)

Disco intervertebral

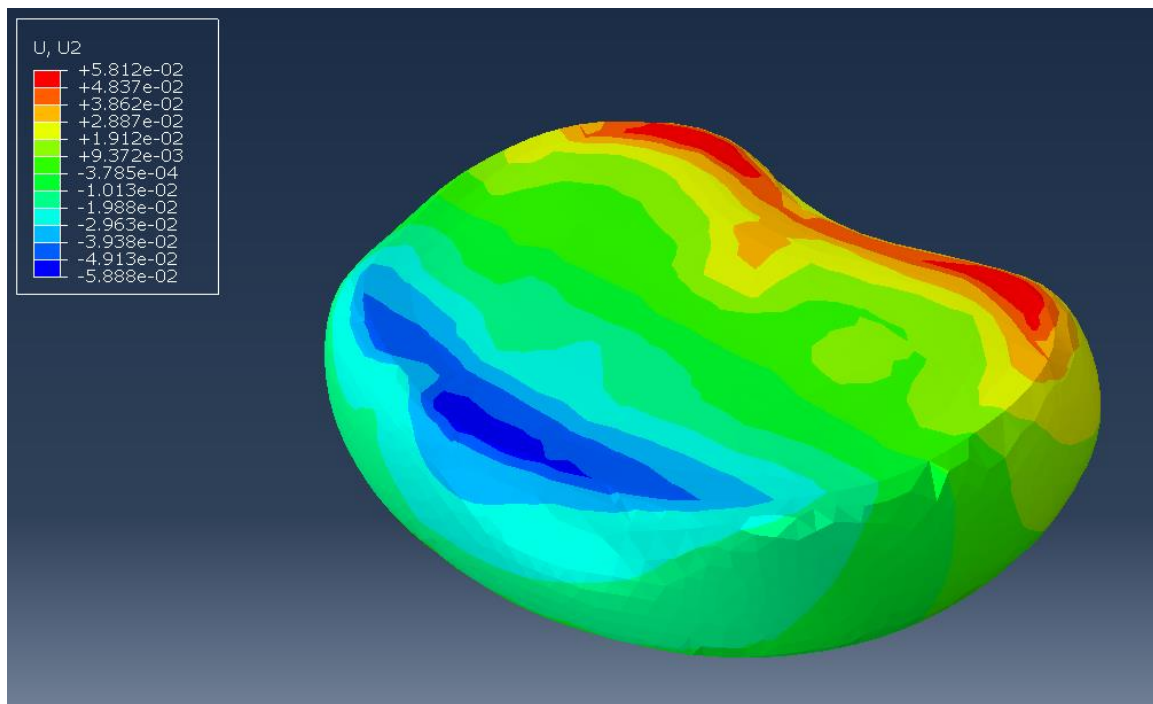


Ilustración 41: Desplazamiento Disco (CASO D)

Discusión de resultados

Se tendrán en cuenta las tensiones y los desplazamientos más significativos que se producen en todas y cada una de las partes del sistema para los distintos casos de estudio.

TENSIONES

Debido al momento flector que se genera al levantar el objeto, las tensiones máximas para las dos vértebras se producen en la porción anteroposterior del cuerpo vertebral próxima a los pedículos, mientras que en el disco se localizan en la zona exterior del anillo fibroso.

DESPLAZAMIENTOS

Anteriormente se mencionó que el disco intervertebral soporta y distribuye las cargas a las que está sometida la columna. Esta información se ratifica en el desplazamiento máximo que experimenta y que se acentúa en la porción anteroposterior del segmento de movimiento.

El desplazamiento de la vértebra superior concuerda con el del disco intervertebral. Mientras que el desplazamiento de la vértebra inferior resulta inapreciable en la comparación, debido al empotramiento al que está sometido, por lo que no se incluyen ilustraciones.

A continuación se muestran varias tablas con los valores más representativos para cada uno de los casos y una serie de gráficos a cuenta de que permitan obtener mejores conclusiones.

Caso	Carga (Nm)	Inclinación (°)
A	60	0,045
B	80	0,06
C	69	0,052
D	192,5	0,14

Tabla 6: Inclinación Flexión

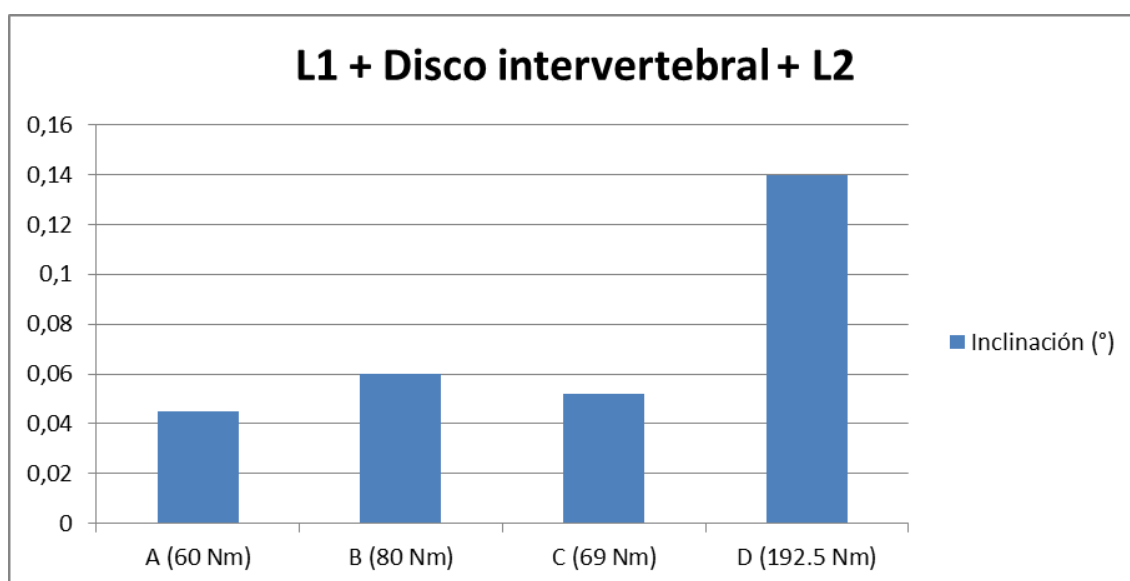


Gráfico 2: Inclinación Flexión

Para los casos A y B se comprueba un incremento del 33% en la inclinación, mientras que para los casos C y D un aumento del 169%. Se puede afirmar consecuentemente que existe una influencia apreciable del tamaño del objeto en las cargas aplicadas en la columna lumbar, y una influencia sobresaliente de la posición de la parte superior del cuerpo sobre las cargas aplicadas en la columna lumbar durante el levantamiento de objetos.

CASO	Tensión Máx. (MPa)	Tensión Mín. (MPa)	Desplazamiento Máx. (mm)
A	1,14e-1	4,928e-10	7,921e-2
B	1,507e-1	6,586e-10	1,041e-1
C	1,307e-1	5,669e-10	9,074e-2
D	3,501e-1	1,6e-9	2,399e-1

Tabla 7: Tensiones y desplazamiento L1

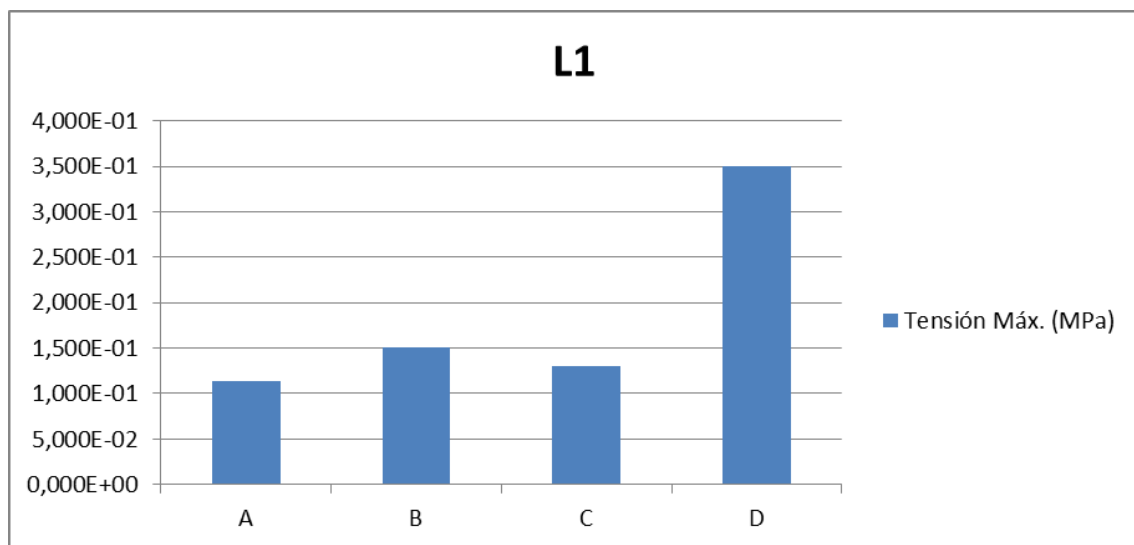


Gráfico 3: Tensión máxima L1

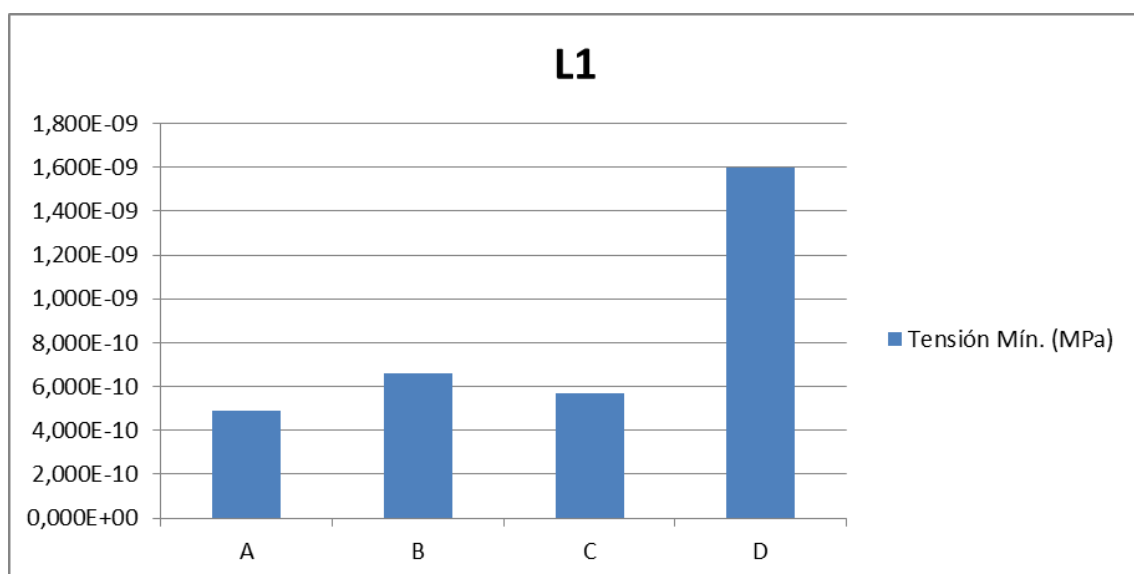


Gráfico 4: Tensión mínima L1

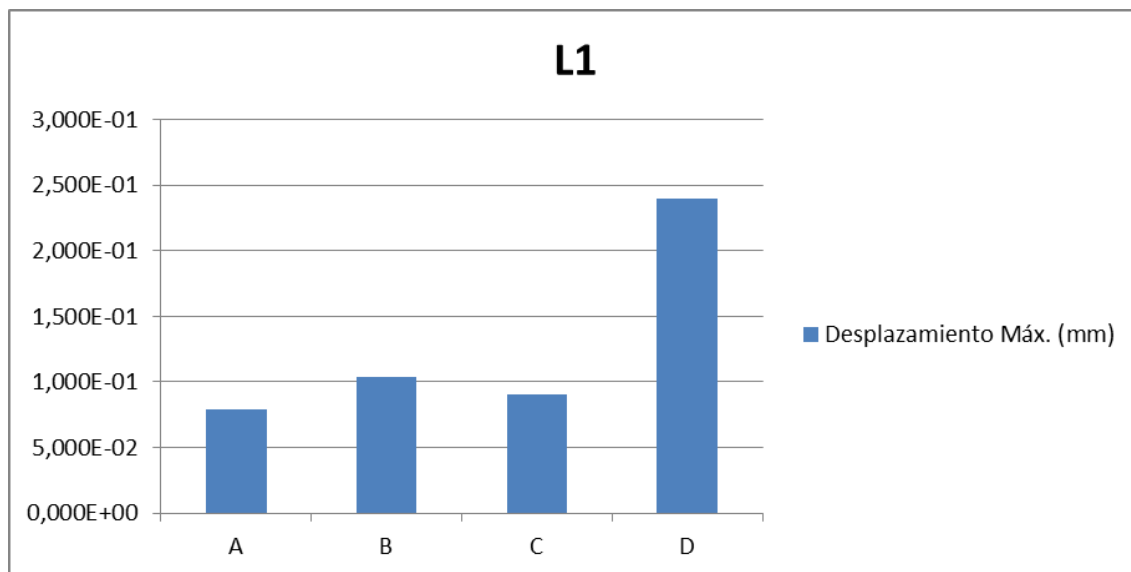


Gráfico 5: Desplazamiento máximo L1

CASO	Tensión Máx. (MPa)	Tensión Mín. (MPa)	Desplazamiento Máx. (mm)
A	5,536e-2	1,126e-9	1,26e-5
B	7,403e-2	1,488e-9	1,66e-5
C	6,403e-2	1,294e-9	1,448e-5
D	1,783e-1	3,517e-9	3,866e-5

Tabla 8: Tensiones y desplazamiento L2

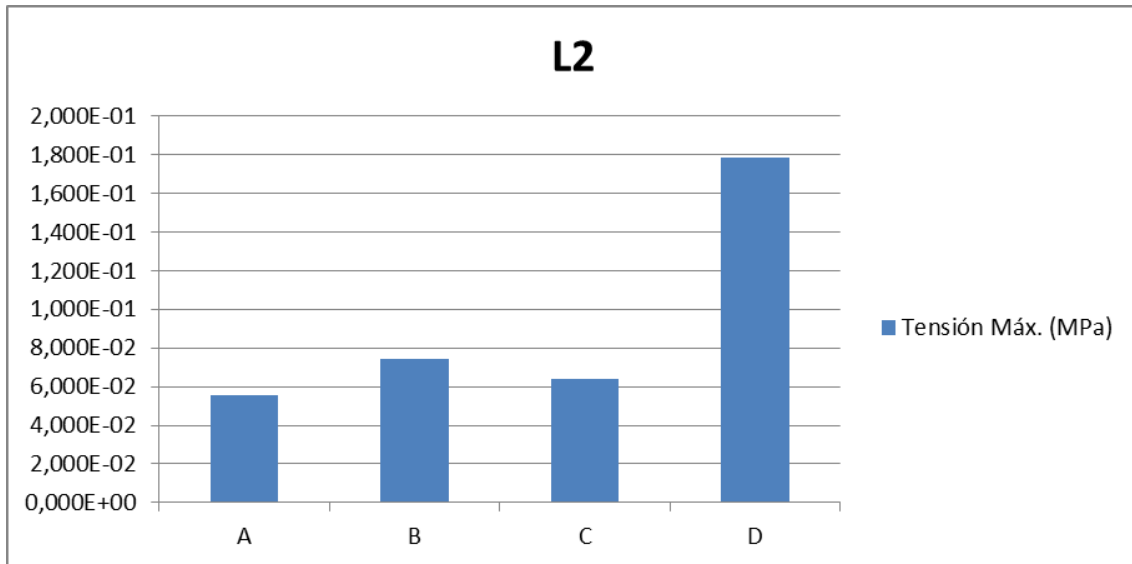


Gráfico 6: Tensión máxima L2

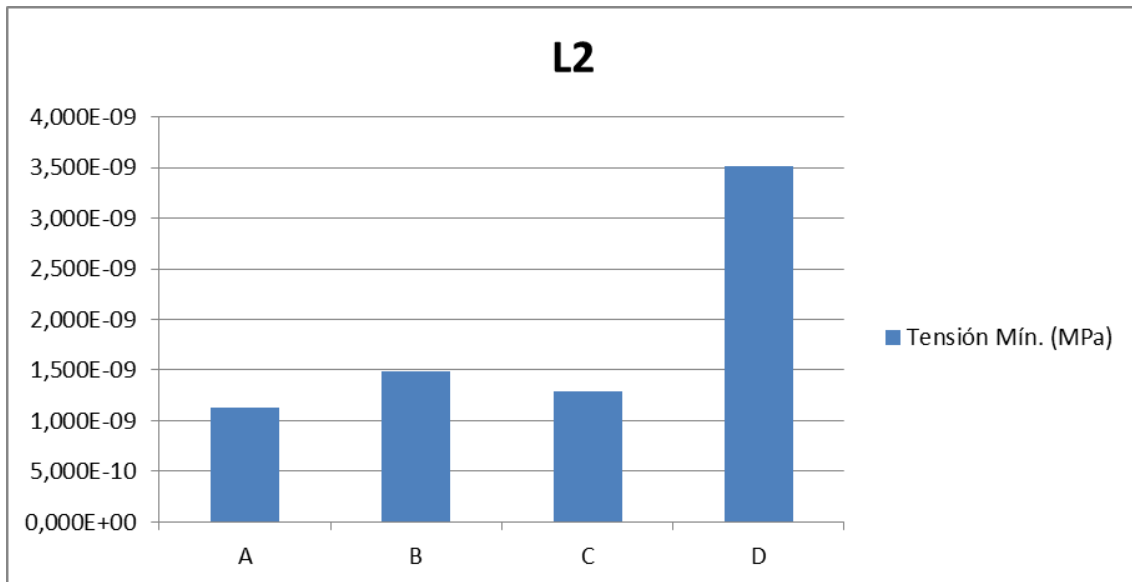


Gráfico 7: Tensión mínima L2

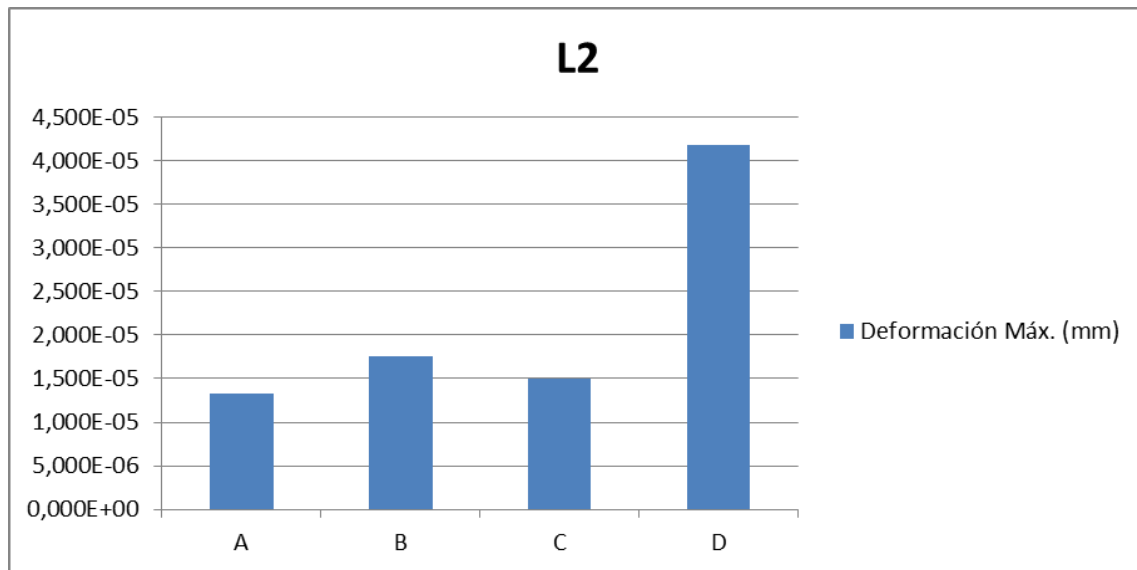


Gráfico 8: Desplazamiento máximo L2

CASO	Tensión Máx. (MPa)	Tensión Mín. (MPa)	Desplazamiento Máx. (mm)
A	2,184e-2	4,223e-5	1,899e-2
B	2,902e-2	6,476e-5	2,501e-2
C	2,507e-2	5,431e-5	2,179e-2
D	7,088e-2	9,433e-5	5,812e-2

Tabla 9: Tensiones y desplazamiento Disco

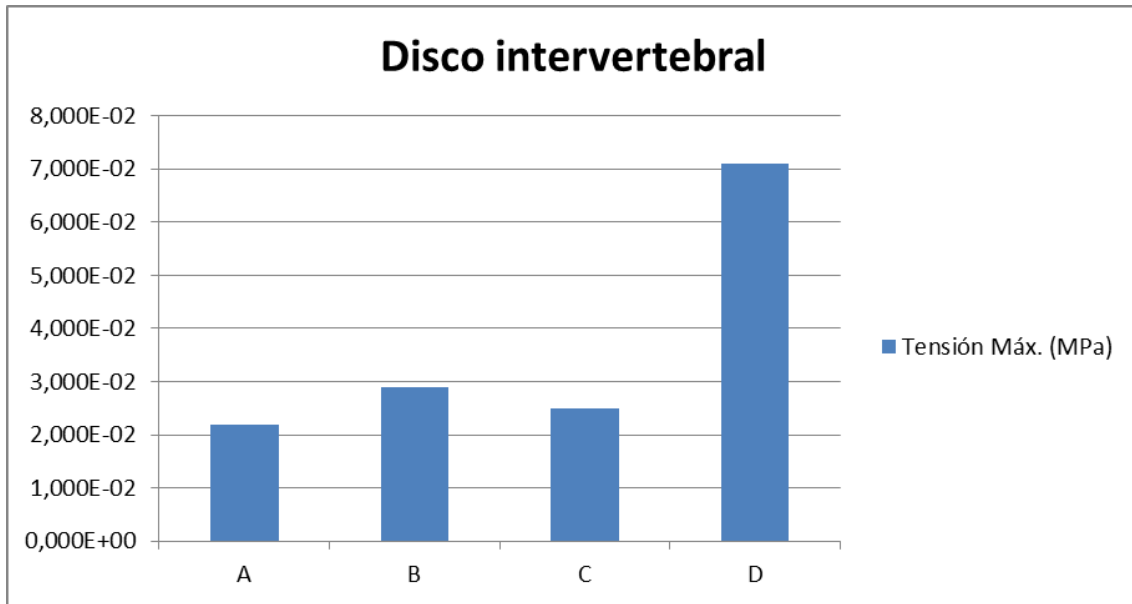


Gráfico 9: Tensión máxima Disco

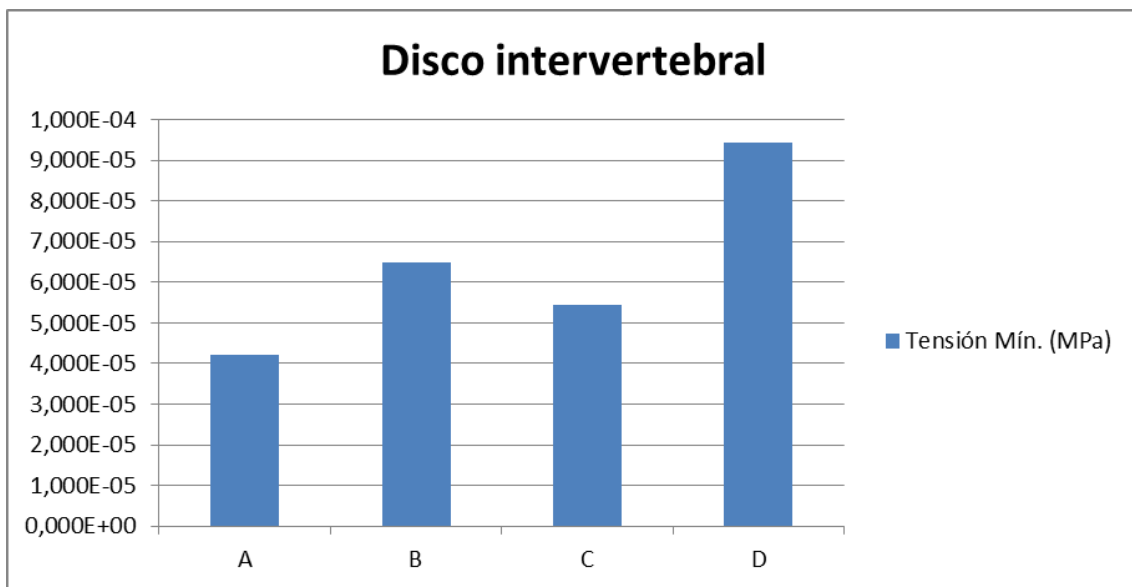


Gráfico 10: Tensión mínima Disco

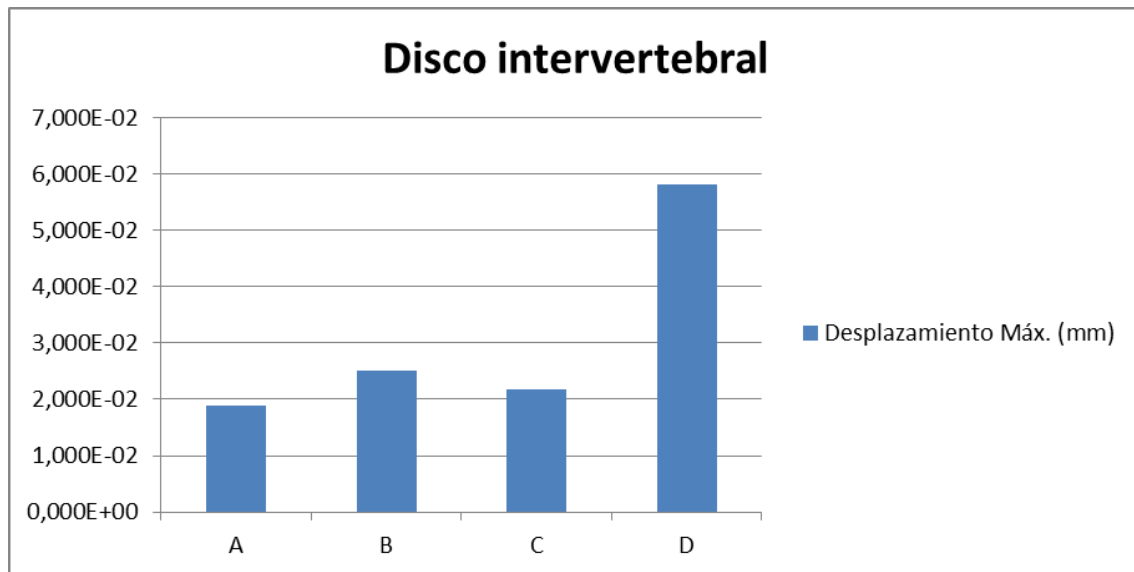


Gráfico 11: Desplazamiento máximo Disco

Conclusiones

Valorando los resultados obtenidos se puede observar que el modelo de análisis adopta un comportamiento que responde fielmente a la realidad.

Como se ha comprobado, el tamaño del objeto influye en las cargas aplicadas en la columna lumbar en un orden del 33% (CASOS A y B), mientras que la posición de la parte superior del cuerpo durante el levantamiento lo hace en uno del 169% (CASOS C y D).

Hablando tanto del escenario de validación como de estudio, las diferencias que sutilmente se perciben o las que se podrían llegar a percibir no son más que consecuencia de las características intrínsecas y extrínsecas aplicadas al modelo.

Empezando por las características intrínsecas, estas se refieren a las operaciones que se han o que no se han efectuado durante y a lo largo de la modelización del conjunto. Presumiblemente las técnicas empleadas ejecutadas por el software sugestionan estas operaciones.

Por otra parte, las características extrínsecas representan todos aquellos conceptos que se han valorado y que han influido a la hora de modelar el sistema. Es decir, el hecho de no haber utilizado ligamentos inevitablemente repercute, aunque no de una manera que exija lo contrario, en los resultados obtenidos.

En la misma línea, cabe mencionar el hecho de haber considerado exclusivamente las componentes principales de las fuerzas aplicadas en el escenario de estudio. Hecho que condiciona al análisis desde un punto de vista meramente representativo.

Como es de esperar, todas estas características describen el funcionamiento del sistema. Y el cometido ha sido y no debe ser otro que encontrar el punto equidistante entre la realidad y la práctica que permita llevar a cabo el análisis y su posterior estudio obteniendo los resultados más fiables posibles.

BIBLIOGRAFÍA

- ARTÍCULOS
- WEBS
- LIBROS

ARTÍCULOS

- [1] Hendrik Schmidt, Fabio Galbusera, Antonius Rohlmann, Aboufazel Shirazi-Adl (2013) What have we learned from finite element model studies of lumbar intervertebral discs in the past four decades? *Journal of Biomechanics*, 46, 2342-2355. doi: [10.1016/j.jbiomech.2013.07.014](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.014)
- [2] Marcel Dreischarf, Antonius Rohlmann, Rui Zhu, Hendrik Schmidt, Thomas Zander (2013) Is it possible to estimate the compressive force in the lumbar spine from intradiscal pressure measurements? A finite element evaluation. *Medical Engineering & Physics*, 35, 1385-1390. doi: [10.1016/j.medengphy.2013.03.007](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.03.007)
- [3] Eric Wagnac, Pierre-Jean Arnoux, Anaïs Garo, Carl-Eric Aubin (2012) Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 50, 903-915.
- [4] Shin-Hao Chen, Shang-Chih Lin, Wen-Chi Tsai, Chih-Wei Wang, Shih-Heng Chao (2012) Biomechanical comparison of unilateral and bilateral pedicle screws fixation for transforaminal lumbar interbody fusion after decompressive surgery -- a finite element analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13, 1. doi: [10.1186/1471-2474-13-72](https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-72)
- [5] Ahmad Faizan, Vijay K. Goel, Ashok Biyani, Steven R. Garfin, Christopher M. Bono (2012) Adjacent level effects of bi level disc replacement, bi level fusion and disc replacement plus fusion in cervical spine- a finite element based study. *Clinical Biomechanics*, 27, 226-233. doi: [10.1016/j.clinbiomech.2011.09.014](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.09.014)
- [6] Jennifer A. DeWit, Duane S. Cronin (2012) Cervical spine segment finite element model for traumatic injury prediction. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*, 10, 138-150. doi: [10.1016/j.jmbbm.2012.02.015](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.02.015)
- [7] Pedro Berjano, Juan Francisco Blanco, Diego Rendon, Jorge Hugo Villafañe, David Pescador, Carlos Manuel Atieza (2015) Finite element analysis and cadaveric cinematic analysis of fixation options for anteriorly implanted trabecular metal interbody cages. *European Spine Journal*, 24, 981-923.
- [8] Patrick J. Cahill, Wenhai Wang, Jahangir Asghar, Rashad Booker, Randal R. Betz, Christopher Ramsey, George Baran (2012) The Use of a Transition Rod May Prevent Proximal Junctional Kyphosis in the Thoracic Spine After Scoliosis Surgery: A Finite Element Analysis. *Spine*, 37, 687-695. doi: [10.1097/BRS.0b013e318246d4f2](https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318246d4f2)
- [9] Frank Niemeyer, Hans-Joachim Wilke, Hendrik Schmidt (2012) Geometry strongly influences the response of numerical models of the lumbar spine—A probabilistic finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 45, 1414-1423. doi: [10.1016/j.jbiomech.2012.02.021](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.02.021)
- [10] David L. Kopperdahl, Thor Aspelud, Paul F. Hoffmann, Sigurdur Sigurdsson, Kristin Siggeirsdottir, Tamara B. Harris, Vilmondur Gudnason, Tony M. Keaveny (2014) Assessment of incident spine and hip fractures in women and men using finite element analysis of CT scans. *Journal of Bone and Mineral Research*, 29, 570-580. doi: [10.1002/jbmr.2069](https://doi.org/10.1002/jbmr.2069)
- [11] Elena Ibarz, Antonio Herrera, Yolanda Más, Javier Rodríguez-Vela, José Cegoñino, Sergio Puértolas, Luis Gracia (2012) Development and Kinematic Verification of a Finite Element Model for the Lumbar Spine: Application to Disc Degeneration. *BioMed Research International*, vol. 2013, Article ID 705185, 18 pages. doi: [10.1155/2013/705185](https://doi.org/10.1155/2013/705185)

- [12] Kirsten Elizabeth Stoner (2017) Surgical treatment for cervical myelopathy: the effect on spinal cord strain using magnetic resonance imaging and finite element modeling. *Biomedical Engineering and Bioengineering Commons*, Iowa State University, Theses and Dissertations.
- [13] Adriana Lammardo Low, Carmen Müller-Karger, Lilibeth Zambrano (2013) Sensibility analysis of the material properties applied to an intervertebral disc model. *IEEE Xplore Digital Library*. doi: [10.1109/pahce.2013.6568229](https://doi.org/10.1109/pahce.2013.6568229)
- [14] Alexader Tsouknidas, Nikoalos Michailidis, Savvas Savvakis, Kleovoulos Anagnostidis, Konstantinos-Dionysios Bouzakis, Georgios Kapetanios (2012) A Finite Element Model Technique to Determine the Mechanical Response of a Lumbar Spine Segment Under Complex Loads. *Journal of Applied Biomechanics*, 28, 448-456. doi: [10.1123/jab.28.4.448](https://doi.org/10.1123/jab.28.4.448)

WEBS

- [15] <http://es.wikipedia.org/> (17/08/2017)
- [16] <http://neurocirugiacontemporanea.com> (17/08/2017)
- [17] <http://m.exam-10.com/medicina> (17/08/2017)
- [18] <http://columnavertebral.net> (17/08/2017)
- [19] <http://www.youtube.com/> (17/08/2017)
- [20] <https://grabcad.com/> (2/08/2017)
- [21] <http://www.researchgate.net/> (2/08/2017)
- [22] <http://www.eng-tips.com/> (2/08/2017)
- [23] <http://optimec.ca/> (3/08/2017)
- [24] <http://imechanica.org/> (3/08/2017)
- [25] <http://www.smartcamcnc.com/> (3/08/2017)
- [26] <http://ingenieria.uao.edu.co/> (4/08/2017)
- [27] <http://www.spineuniverse.com/> (18/08/2017)
- [28] <http://www.simuleon.com/> (4/08/2017)
- [29] <http://abaqus.software.polimi.it/v6.14/> (4/08/2017)

LIBROS

- [30] Ruth Gutiérrez Fernández, Eduardo Bayo Pérez, Alfonso Loureiro Montero, Luis E. Romera Rodríguez. *Estructuras II*.
- [31] Jose Luis Martínez Gil, Jacobo Martínez Cañadas. *Tracción Vertebral y Fisioterapia*.
- [32] Margareta Nordin, Victor H. Frankel. (2013). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*.